Aus der Abteilung für Werkstoffkunde
(Prof. Dr. Joachim Viohl)
des Instituts für Klinisch-theoretische Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde des Fachbereiches Zahn-, Mund- und Kiefer-
heilkunde der Freien Universität Berlin

Untersuchungen über Struktur, Dichte, Wasseraufnahme und Löslichkeit zahnärztlicher Kunststoffe

Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Peter Gerhardt
aus Chemnitz

1973

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552709_0009

Aus der Abteilung für Werkstoffkunde
(Prof. Dr. Joachim Viohl)
des Instituts für Klinisch-theoretische Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde des Fachbereiches Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Freien Universität Berlin

Untersuchungen über Struktur, Dichte, Wasseraufnahme und Löslichkeit zahnärztlicher Kunststoffe

Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Peter Gerhardt
aus Chemnitz

Referent: Prof.Dr.med.dent.Karl Eichner
Korreferent: Prof.Dr.med.dent.Joachim Viohl

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 6.12.1973

Druck: Der Präsident der Freien Universität Berlin – Zentrale Universitätsdruckerei V aA 7, 1 Berlin 41

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	EINLEITUNG	9
2.	HAUPTTEIL	11
2.1.	Schrifttumsübersicht	11
2.1.1.	Chemischer Aufbau zahnärztlicher Kunststoffe	11
2.1.2.	Forderungen an zahnärztliche Kunststoffe	12
2.1.3.	Struktur der zahnärztlichen Kunststoffe auf Methylmethacrylatbasis	13
	1. Mikroskopische Strukturermittlung	15
	2. Elektronenmirkoskopische Strukturermittlung	15
2.1.4.	Dichte	17
	1. Dichtebestimmung	17
	2. Dichtebeeinflussung durch Störung der Homogenität	17
	3. Auswirkungen der Homogenitätsstörungen	20
2.1.5.	Wasseraufnahme und Löslichkeit	22
	1. Wasseraufnahme und Löslichkeit als Kriterien der Struktur	22
	2. Herstellung der Prüfkörper und Prüfmethode nach der FDI-Spezifikation Nr. 3	23
	3. Bisherige Untersuchungsmethoden und -ergebnisse	24
2.2.	Eigene Untersuchungen	26
2.2.1.	Untersuchungsmethodik	26
	1. Herstellung der Proben	26
	1.1. Prothesenkunststoffe	26
	1.2. Kronen- und Brückenmaterialien und Füllungskunststoffe	27
	2. Optische Untersuchungskriterien	28
	2.1. Makroskopische Untersuchungen	28
	2.2. Mikroskopische Untersuchungen	28
	3. Dichtebestimmung	28
	4. Wasseraufnahme und Löslichkeit	29

Seite

2.2.2. Versuchsdurchführung 32

1. Versuchsmaterialien 32
2. Mischungsverhältnisse 32
3. Herstellungsverfahren 34
3.1. Prothesenkunststoffe 34
3.2. Kronen- und Brückenmaterialien 35
3.3. Füllungskunststoffe 35

2.2.3. Ergebnisse 37

1. Makroskopie 37
1.1. Prothesenkunststoffe 37
1.2. Kronen- und Brückenmaterialien und Füllungskunststoffe 37
2. Mikroskopie 39
2.1. Pulver bzw. Grundmaterialien 39
1. Prothesenmaterialien 39
2. Kronen- und Brückenmaterialien und Füllungskunststoffe 42
2.2. Heiß- und Kaltpolymerisat im Auflicht 45
2.3. Polymerisierte Kunststoffe im Durchlicht 48
3. Dichte 53
4. Wasseraufnahme und Löslichkeit 55

2.3. Diskussion 63

2.3.1. Makroskopie 63
1. Prothesenkunststoffe 63
2. Kronen- und Brückenmaterialien und Füllungskunststoffe 63

2.3.2. Mikroskopie 64
1. Pulver bzw. Grundmaterialien 64
2. Heißpolymerisat im Auflicht 64
3. Kaltpolymerisat im Auflicht 65
4. Polymerisierte Kunststoffe im Durchlicht 65

2.3.3. Dichte 68

2.3.4. Wasseraufnahme und Löslichkeit

2.4. Klinische Hinweise 74

3. ZUSAMMENFASSUNG 75

4. SCHRIFTTUM 77

5. TABELLENANHANG 83

1. EINLEITUNG

In den 30er Jahren nahm die Kunststoffchemie großen Aufschwung, wobei die Methacrylate für die Zahnheilkunde größte Bedeutung erlangten. Zunächst erfolgte die Anwendung als Prothesenkunststoff.
Nach der Herstellungsart unterscheidet man Kalt- und Heißpolymerisate. Während die Polymerisation bei den Heißpolymerisaten durch Wärme ausgelöst wird, sind den Kaltpolymerisaten Katalysatoren zugesetzt, die eine Polymerisation schon bei Zimmertemperatur erlauben.
Die Acrylate wurden weiterentwickelt und verbessert durch Vernetzung, Copolymerisation, Weichmachung und Verstärkung. Auch neue Plasttypen wurden erprobt, um ein dem Methacrylsäuremethylester überlegenes Material zu finden. Drei Arten fanden Beachtung: Polyamide, Epoxide und Polycarbonate. Hierbei handelt es sich um Kondensationsprodukte. Bei Abwägung aller Vor- und Nachteile blieben von diesen letztlich nur die Polycarbonate (z. B. Andoran) für einige Zeit bestehen. Heute werden Kunststoffe nicht nur als Prothesenbasismaterial benutzt, sondern auch als Kronen- und Brückenverkleidungsmaterial und als Füllungswerkstoffe.
Für die Prothesenkunststoffe wurden in den letzten Jahren neue Herstellungsverfahren entwickelt, von denen nur das Spritzgußverfahren und das Gießverfahren Erwähnung finden sollte.
Für Kronen- und Brückenmaterialien (auch K + B Materialien genannt) sind speziell das Pyroplast-Verfahren und das Hedent-Verfahren zu nennen.
Auch die Füllungswerkstoffe versucht man durch neue Katalysatorsysteme und durch Zusetzung von anorganischen Füllungsmitteln weiterzuentwickeln. Diese sogenannten Composites haben speziell in letzter Zeit

Aufsehen erregt.

Wegen der Neuentwicklungen sollen eine Reihe von zahnärztlichen Kunststoffen und Composites auf Struktur und einige mit der Struktur zusammenhängende Eigenschaften wie Dichte, Wasseraufnahme und Löslichkeit untersucht werden.

2.1. SCHRIFTTUMSÜBERSICHT

2.1.1. Chemischer Aufbau zahnärztlicher Kunststoffe

Anfänglich wurden vorwiegend Pulver aus Mischpolymerisaten von Acrylestern und Acrylnitril mit kleinen Mengen Methylmethacrylat geliefert. Erst später ging man zu dem größere Beständigkeit gegenüber lösenden und quellenden Einflüssen zeigenden Methylmethacrylat über (13). Methacrylate sind auch heute noch die am häufigsten verwendeten Prothesenkunststoffe. Sie sind glasklar und können eingefärbt werden. Es handelt sich hierbei um ein Polymerisat des Methacrylsäureesters, bestehend aus Makromolekülen organischen Ursprungs. Die Anzahl der Grundmoleküle, die in einem Makromolekül vorhanden sind, bestimmen den Polymerisationsgrad. Sind nicht nur ein monomerer Grundstoff, sondern zwei oder mehrere vorhanden, so spricht man von einem Copolymerisat. Hierbei werden also verschiedenartige Grundmoleküle zu Ketten miteinander verbunden.

Bei der Vernetzung sind die Makromoleküle durch Atombindungen miteinander verbunden, so daß sie die Gestalt eines räumlichen Netzes haben. Vernetzter Kunststoff bleibt auch bei wiederholter Erwärmung hart und läßt sich nur noch spanend verformen. Je stärker der Grad der Vernetzung vorangetrieben ist, um so geringer ist die Beweglichkeit der Fadenmoleküle untereinander, d. h. damit sinkt die Elastizität des Materials und die Sprödigkeit steigt.

Als Vernetzer dienen vorwiegend Divinylbenzol, Acrylsäureallylester, Äthylenglykoldimethylacrylat u.a.

Composites bestehen dagegen nicht nur aus organischen Stoffen, sondern haben neben einem organischen Bindemittel noch anorganische Füllstoffe.

Diese bestehen vorwiegend aus: Silikat, Quarz (reines SiO_2) oder Glas (Fasern-o. Kugeln).

Silane (siliziumorganische Verbindungen) wirken als chemische Haftvermittler zwischen der organischen Grundsubstanz und den anorganischen Füllstoffen.

Es werden zwei Arten von Composites unterschieden (5,7,32):

1. Composites, deren organische Matrix aus Methylmethacrylat besteht (TD 71, Palakav)

2. Composites, deren organischer Anteil höhere Methacrylester sind. Anstelle des Methylmethacrylatmonomer sind hier Vernetzer von verhältnismäßig großem Molekulargewicht vorhanden. Die Produkte dieser Gruppe beruhen alle auf der BOWEN'schen Formel, die von BOWEN und seinen Mitarbeitern im National Bureau of Standards (32) entwickelt und 1962 patentiert worden ist (Adaptic, Concise, Addent XV).

Mit den Composites versucht man einen Füllungswerkstoff zu entwickeln, der die Vorteile der herkömmlichen Kunststoffe und der Silikate in sich vereinigt und keine der bekannten Nachteile zeigt (23).

2.1.2. Forderungen an zahnärztliche Kunststoffe

Von BREUSTEDT et al. (2), EICHNER (9), HAEFELI (13), HOLZHAUSEN (16), SKINNER (37) und anderen (25,34,35,36,38) werden an zahnärztliche Kunststoffe Forderungen gestellt, die nicht allein vom Zahnarzt bzw. vom Zahntechniker beeinflußbar sind und nachfolgend zusammengefaßt sind:

1. gute mechanische Eigenschaften in Bezug auf Biegefestigkeit, Schlagzähigkeit, Dauerbiegefestigkeit und Härte
2. gute Schleimhautverträglichkeit

3. Volumenstabilität und keine Dimensionsschwankungen
4. Widerstandsfähigkeit gegenüber chemischen und thermischen Einflüssen
5. Farbbeständigkeit
6. schlechte Wärmeleitfähigkeit von K+B Materialien und von Füllungskunststoffen und
   gute Wärmeleitfähigkeit von Prothesenkunststoffen
7. Geschmacks- und Geruchsfreiheit
8. gute Verarbeitungsfähigkeit
9. Reparaturfähigkeit
10. leichte Pflege in hygienischer Hinsicht

2.1.3. Struktur zahnärztlicher Kunststoffe auf Methylmethacrylatbasis

Von BREUSTEDT, GERSTENBERGER und TAPPE (2) wird die Ansicht vertreten, daß Herstellungsart und Qualität des Polymerpulvers die Güte des später auspolymerisierten Materials wesentlich beeinflussen können. Durch eine geeignete Auswahl des Polymerisationsgrades, der Perlgröße und des chemischen Aufbaus kann das Polymerpulver so variiert werden, daß es hinsichtlich Anquellzeit, Verarbeitungszeit und Homogenität den Erfordernissen der Praxis genügt.

CASTAGNOLA (4) schreibt: "Geringe Korngröße erhöht die innere Oberfläche des Pulvers und verkürzt die Polymerisationszeit, da die Reaktionsgeschwindigkeit auch von der inneren Oberfläche abhängig ist. Außerdem beeinflußt die Korngröße die Homogenität, die Farbe und Transluzens des Materials" (vgl. 37).

Sind große und kleine Perlen im Primärpolymerisat vorhanden, so vermögen sich die kleineren in die interpartikulären Zwischenräume einzu-

lagern: das Sekundärpolymerisat wird auf ein Minimum reduziert (ein Prinzip der Füllstoffe).

HAEFELI (13) und MONTIGEL (25) beobachteten, daß große Perlen Spannungsrisse zeigen und führen dies auf eine unterschiedliche Polymolekularität zurück, d.h. auf eine Zusammensetzung aus nicht polymerhomologen Makromolekülen.

Elektronenmikroskopische Untersuchungen wurden von HELMCKE (14) durchgeführt, und er verneint die Auffassung, daß sich das Monomer lediglich als Kittsubstanz zwischen die einzelnen Kugelpolymere einfügt. Er vermutet, daß das flüssige Monomer nach der Vermischung zunächst die eng beieinanderliegenden Kugeln nur peripher anlöst. Dadurch sollen die Kugeln enger zusammensintern, so daß die Zwickel zwischen den einzelnen Körnern kleiner werden. Die in diesen Ecken eingeschlossene Flüssigkeit, die aus dem ursprünglichen Monomer und den aufgelösten Bestandteilen der Kugeloberflächen zusammengesetzt ist, verfestigt sich dann.

BREUSTEDT, GERSTENBERGER und TAPPE (2) berichten, daß mit der Zunahme niedrigpolymerer Anteile sich die Widerstandsfähigkeit gegen chemische und thermische Reize verringert. Perlen mit Einschlüssen können sogar durch die ihnen innewohnende Spannung Kapillarrisse im Sekundärpolymerisat auslösen. Außerdem ist bei der Größenzunahme der Partikel mit einem Anstieg der Porosität zu rechnen. Als günstig ist ein Pulver anzusehen, das aus großen und kleinen Perlen bzw. Splittern besteht, da einerseits die Kittsubstanz, die aus polymerisiertem Monomer besteht, verringert ist, andererseits sich die kleinen Granula gut zwischen die großen schieben können.

SCHWICKERATH (34) schreibt der absoluten Größe der Polymerkugeln eine unwesentliche Rolle zu. Von Bedeutung sei vielmehr eine bestimmte Verteilung von Kugeln verschiedenen Durchmessers.

1. Mikroskopische Strukturermittlung

BREUSTEDT et al. (2) verzichten auf die Herstellung von Schliffpräparaten und deren mikroskopische Untersuchung. Auf das Auszählen der Poren wird auch bewußt verzichtet, weil dabei die Größe der Poren keine Berücksichtigung findet. Ein optischer Vergleich soll ausreichend sein, um die klinischen Eigenschaften der Materialien abzuschätzen.

HAEFELI (13) sieht zwei Möglichkeiten der mikroskopischen Strukturermittlung:

1. Prüfung von Dünnschliffen im Hell- und Dunkelfeld
2. Betrachtung der Oberflächen im auffallenden Licht.

Er berichtet, daß man nur parallelgerichtete Polierrinnen oder eine gleichmäßig reflektierende Fläche im Mikroskop von dem hochglanzpolierten Material sieht. Deswegen soll man die hochglanzpolierte Fläche anätzen, wobei die Ätzung kein chemischer Vorgang sein und keine chemische Veränderung des Materials eintreten soll. Nach einer von ihm angegebenen Methode wird mit einer Schnabelpinzette ein winziger Tropfen Toluol auf eine Stelle der Prüffläche aufgetragen. Diesen läßt man verdunsten und gibt danach einen weiteren Tropfen auf die gleiche Stelle, der aber sofort mit einem "feinspritfeuchten Lappen" (13) weggewischt wird.

2. Elektronenmikroskopische Strukturermittlung

Von LENZ et al. (21) sind Oberflächenuntersuchungen zahnärztlicher

Kunststoffe mittels eines Rasterelektronenmikroskop durchgeführt worden. Halbkugelförmige Erhebungen und Vertiefungen, die charakteristische Materialstruktur (Kunststoffperlen) und lamellenartige Strukturen sind besonders an Bruchflächen (durch Druck, Bruch und Scherung) zu beobachten.

Von HELMCKE (14) werden Autopolymerisate licht- und elektronenmikroskopisch untersucht. Er beobachtet an Bruchflächen einzelne, unregelmäßig begrenzte Waben, die aus den polymeren Kugeln hervorgegangen sein sollen. In seinem Buch über elektronenmikroskopische Untersuchungsmethoden schreibt REIMER (27), daß es bei Hochpolymeren im Anfangsstadium der Bestrahlung im wesentlichen zwei Reaktionen gibt:

1. Vernetzung: vorwiegend bei Polyäthylen
2. Spaltung: bei Methacrylaten

Er beobachtet bei Elektronenbestrahlung von Methacrylatschnitten nach kurzer Zeit eine starke Aufhellung, die auf den Substanzverlust durch Verdampfung des Materials zurückzuführen ist.

Bei starker Bestrahlung steigt auch die Objekttemperatur an, was zu Fließerscheinungen und auch zu einem stärkeren Massenverlust führen kann.

2.1.4. Dichte

1. Dichtebestimmung

Nach MARX (22) und BREMSER (1) ist die Dichte als Methode zur Untersuchung von Kunststoffen heute nicht mehr umstritten. Sie ist vielmehr ein wichtiges Beurteilungskriterium, weil man aus der Dichte direkt auf die Menge der vorhandenen Inhomogenitäten schließen kann.

Zur Dichtebestimmung wird zunächst das Trockengewicht der entsprechenden Probe ermittelt, indem man es mit einem indifferenten Roßhaar an einer Analysenwaage aufhängt. Man erhält das Trockengewicht a. Anschließend wird das Tauchgewicht b dieser Probe in aqua destillata ohne anhaftende Luftblasen bei 20 $\pm$ 2° C bestimmt.

Der Auftrieb errechnet sich: $c = a - b$

und das spezifische Gewicht D: $D = \frac{a}{c}$ g/cm^3.

Von MARX (22) wird als Gradmesser der erzielten Verdichtung die Bestimmung der Dichte mit Hilfe der Pyknometer-Methode nach DIN 53479 genannt.

Das Pyknometer besteht hierbei aus einem verschließbaren Glasgefäß, dessen Masse durch Wägen sowohl leer als auch mit einer Prüfflüssigkeit gefüllt, leer mit Probe sowie mit der Probe und der Flüssigkeit gefüllt bestimmt wird. Aus diesen Werten und der Dichte der Probeflüssigkeit läßt sich die Dichte errechnen.

2. Dichtebeeinflussung durch Störung der Homogenität

Ist das fertige Polymerisat mit Hohlräumen durchsetzt, wird die Dichte beeinflußt. Da von zahnärztlicher Seite Hohlräume unerwünscht

sind, soll die nach der FDI-Spezifikation Nr. 3(12) hergestellte Prüfplatte aus Prothesenbasiskunststoff bei der Betrachtung mit dem unbewaffneten Auge weder Blasen noch Poren aufweisen, d.h. frei von Porositäten sein. Sind solche vorhanden, ist die Homogenität des betreffenden Werkstoffes beeinträchtigt.

Unter einem homogen polymerisierten Methylmethacrylat ist ein Material zu verstehen, welches innerhalb einer Probe keine Konzentrationsunterschiede der Perlen des Primärpolymerisates (keine Gefügestörungen) und keine Poren enthält.

Abweichungen davon können sein:

1. im Gefüge: durch unterschiedliche Konzentration der Perlen des Primärpolymerisates a. zwischen verschiedenen Proben und
   b. innerhalb der gleichen Probe
2. Poren: a. durch innere Einflüsse (Monomerverdampfung) und
   b. durch äußere Einflüsse (Verunreinigungen, Poren durch eingerührte Luft) hervorgerufen
3. Risse und Kratzer können sichtbar sein

Unterschiedliche Konzentrationen innerhalb der Probe können zu äußerlich sichtbarer Schlierenbildung führen.

UHLIG (40) unterscheidet die Poren folgendermaßen:

1. Verdampfungsporen aus eingeschlossener, gelöster oder mechanisch zugeführter Luft
2. Siedeblasen, die sich durch Überschreitung der Siedetemperatur des Monomers bilden und wenn Raum durch Volumenschwund vorhanden ist.
3. Schwundvakuolen oder Lunker

HOLZHAUSEN (16) und ROEGELE (28) geben für das Poröswerden der Kunststoffe folgende Ursachen an:

1. Verflüchtigung des Monomeren während des Temperaturanstieges bei zu stürmischem Verlauf der Polymerisation
2. ungenügender Druck während des Polymerisationsvorganges
3. Verarbeitungsfehler
4. Materialbedingte, kleinste Luft- und Wassereinschlüsse in den polymeren Perlen, sowie die im Monomer gelöste Luft (feuchte Lagerung) (31).
5. Einflüsse von Seiten des Isoliermittels
6. Wasserdampfeinflüsse aus dem Gips
7. Wassereinflüsse aus dem bei der Polymerisation verwendeten Wasserbad.

Einen umstrittenen Einfluß auf die Homogenität haben die Isoliermittel. EICHNER (8) schreibt dazu, daß Zinnfolienersatzmittel eine "weitgehend gegebene isolierende Wirkung haben, jedoch keine vollkommene." Daß die Aufnahme von Wasserdampf bei der Polymerisation zur Auflockerung der Struktur des Plastes und zur Änderung der Dichtigkeit führt, berichtet ZUKUNFT (42). Die durch den Wasser- und Monomerdampfdruck gebildeten Poren liegen in den "Interglobularräumen."

Von ROEGELE (28) wird bewiesen, daß die Art des Polymerisationsverfahrens einen wesentlichen Einfluß auf die Porosität ausübt.

JAHNKE (17) schreibt über die Abhängigkeit der Protheseneigenschaften von der Laborverarbeitung, daß Blasen und Porositäten durch richtiges Quellenlassen des Breies, richtiges Füllen der Form, stetige

Druckanwendung sowie richtige Temperaturführung während der Polymerisation vermieden werden können.

Ursachen, die bei Kronen- und Brückenmaterialien Poren- und Blasenbildung hervorrufen, werden von WEISKOPF (41) genannt:

1. Überschreiten der Temperatur während der Polymerisation
2. zu schnelles Erhitzen. Dadurch kommt es zur Verdampfung der monomeren Flüssigkeit, womit eine Hohlraumbildung verbunden ist.
3. Perlen enthalten im Anlieferungszustand vielfach Luft- und Wassereinschlüsse.
4. Ungenügender Druck beim Pressen
5. zu viel Flüssigkeit beim Anrühren führt zur Blasenbildung
6. zu wenig Monomer beim Anrühren führt zur Porosität.

Nach MARX (22) spielt der Druck bei der Kaltpolymerisation eine besondere wichtige Rolle, da sonst ein poröses Endprodukt durch in Teig eingeschlossene Luftbläschen und den hohen Dampfdruck der Monomerflüssigkeit entsteht.

HOLZHAUSEN (16) teilt die Homogenitätsstörungen in makroskopisch, mikroskopisch und submikroskopisch sichtbare ein. Eine weitere Einteilung von ihm lokalisiert die Störungen in Oberflächen- und Randporositäten und in Tiefenporositäten.

3. Auswirkungen der Homogenitätsstörungen

SANTORIK (30) sieht in der Porosität die Voraussetzung für eine Bakteriendurchlässigkeit der Kunststoffe.

Einflüsse auf Farbe und Transluzens, Verträglichkeit im Munde, auf Härte, Elastizität, Wasseraufnahmevermögen sowie auf Pass- und

Saugvermögen bei Prothesen beschreibt HOLZHAUSEN (16).
EICHNER (9) berichtet: "Je porenfreier der Kunststoff hergestellt wird, desto geringer ist die Möglichkeit der Einlagerung von Mundflüssigkeit und Nahrungsbestandteilen in den Kunststoff."
Die Auffassung, daß die Homogenität für die Verträglichkeit, die Besiedlung von Bakterien und die Verfärbung ausschlaggebend ist, wird von SCHWICKERATH (34) vertreten.
Bezugnehmend auf die Oberfläche von Prothesenkunststoffen schreibt MEYER (24), daß je porengeschlossener und polierter diese ist, desto weniger Farbsubstanzen zu haften vermögen. Eine Hochglanzpolitur soll vor Farbanlagerungen schützen.
Den Hauptnachteil der Porositäten sehen SCHROEDER und CASTAGNOLA (33) in der Freilegung von Hohlräumen bei Schleif- und Polierarbeiten und der dadurch entstehenden Retentionsstellen.

2.1.5. Wasseraufnahme und Löslichkeit

1. Wasseraufnahme und Löslichkeit als Kriterien der Struktur

Wasseraufnahme und Löslichkeit sind unerwünschte Eigenschaften, und die Ergebnisse aus entsprechenden Laborversuchen dienen zur Beurteilung des Materials.

Nach TAPPE (39) ist die Wasseraufnahme von Kunststoffen auf der Grundlage der Methacrylsäuremethylester, die zur Quellung führen kann, abhängig vom chemischen Aufbau des Materials, vom Polymerisationsgrad, von zwischenmolekularen Kräften und vom Vernetzungsgrad. Aber auch die Porenfreiheit und Homogenität des Materials dürfte einen nicht unwesentlichen Einfluß haben (9).

Daß der Polymerisationsgrad wesentlich für die Widerstandsfähigkeit gegenüber lösenden, quellenden, chemischen und thermischen Einflüssen ist, hat HAEFELI (13) beschrieben.

Nach HENKEL (15) zeigten Polymethylmethacrylate durch Wasser nur eine begrenzte Quellung. Quellungs- und Lösungsvorgänge können von selbst wieder rückgängig sein und zum Teil können dabei bestimmte Stoffe ausgelaugt werden, wobei Spannungsrisse am Kunststoff auftreten. Der Meinung, daß Lösungsvorgänge rückgängig sind, ist jedoch nicht zuzustimmen.

TAPPE (39) gibt folgende Konsequenzen der Wasseraufnahme und Löslichkeit an:

1. Die physikalisch-mechanischen Eigenschaften außer der Schlagzähigkeit werden schlechter.
2. Mit dem Wasser dringen Substanzen in das Material ein, die ein Nährboden für Bakterien sind. Dadurch werden unhygienische Verhältnisse geschaffen und es kommt zu Verfärbungen des Materials.

3. Es kommt zu Dimensionsveränderungen (bei Füllungskunststoffen wird der Randschluß gestört).

ENGELHARD und GRÜN (11) bringen den Nachweis, daß bestimmte Mikroorganismen in der Lage sind, Kunststoffe abzubauen. Sie beobachteten die Keimvermehrung in einem Nährmedium, das keine andere Kohlenstoff-Quelle als die zu prüfende Substanz (Methylmethacrylat) enthält.

2. Herstellung der Prüfkörper und Prüfmethode nach der FDI-Spezifikation Nr. 3

Die vorhandene FDI-Spezifikation Nr. 3 (12) gilt speziell für Prothesenkunststoffe. Angelehnt an diese Vorschrift werden die Prüfkörper von Kronen- und Brückenmaterialien und Füllungskunststoffen hergestellt, da es für sie noch keine spezielle Spezifikation gibt (6).

Die Prüfkörper sollen in einer Form aus rostfreiem Stahl angefertigt werden und einen Durchmesser von 50±1 mm und eine Stärke von 0,5 ± 0,1 mm haben, die Flächen der Proben sollen glatt und die Ober- und Unterseite plan sein (12).

Die Prüfkörper werden in einem Exsikkator mit absolut trockenem wasserfreien Kieselräuregel (Silicagel) (bei 130° C frisch getrocknet) bei 37 ± 2° C während 24 Stunden getrocknet, danach werden sie im gleichen Exsikkator in einer Stunde auf Raumtemperatur gebracht und anschließend mit einer Genauigkeit von 0,2 mg gewogen. Dieser Trocknungsvorgang soll solange wiederholt werden, bis der tägliche Gewichtsverlust nicht mehr als 0,5 mg beträgt. Anschließend werden die Prüfkörper für 24 Stunden in destilliertes Wasser von 37 ± 1° C gelegt. Danach werden sie mit einer Pinzette aus dem Wasser herausgenommen, mit einem sauberen, trockenen Handtuch abgetrocknet bis

keine Feuchtigkeitsspuren mehr sichtbar sind, danach 15 Sekunden in der Luft hin und her bewegt und eine Minute nach dem Herausnehmen aus dem Wasser gewogen. Die Wasseraufnahme wird in mg pro cm^2 Oberfläche angegeben.

Nach der Wasseraufnahmeprüfung werden die Prüfkörper wieder im Exsikkator bei 37 $\pm$ 2° C auf konstantes Gewicht gebracht. Die während der Wasseraufnahme gelöste Substanz wird für jeden Prüfkörper in mg/cm^2 Oberfläche berechnet.

Die Wasseraufnahme- und Löslichkeitsbestimmung soll als Doppelprüfung an 2 Proben durchgeführt werden.

3. Bisherige Untersuchungsmethoden und -ergebnisse

Da es noch keine eigene Spezifikation für K+B Materialien und Füllungskunststoffe gibt, ist es schwierig, die angegebenen Werte der Wasseraufnahme und Löslichkeit miteinander zu vergleichen, da die meisten Autoren (3,7,19,32) keine Angaben über die Herstellung der Prüfkörper machen. Nur DÜGGELIN (6) beschreibt die Herstellung der Proben. Er benutzt die in der FDI-Spezifikation Nr. 3 beschriebene Form zur Wasseraufnahme- und Löslichkeitsbestimmung für Prothesenkunststoffe.

Die meisten Autoren geben die Ergebnisse in Gewichtsprozent an.

Bei den herkömmlichen selbsthärtenden Kunststoffen gibt LEE et al. (19) eine Wasseraufnahme von 1,8 - 3,3 , SCHROEDER (32) 1,8 - 2,4 , DURNER (7) 1,8 - 4,0 und BREUSTEDT (3) 1,7 Gewichtsprozent an. DÜGGELIN (6) findet bei Sevriton eine Wasseraufnahme von 0,2 mg/cm^2.

Bei den Composite-Materialien geben SCHROEDER (32) und LEE et al. (19) 0,7 - 1,5 Gewichtsprozente an. Auch DURNER (7) hat in seiner

Tabelle diese Werte, nur TD 71 liegt bei ihm mit 3,82 % höher. In der Löslichkeit liegen die angegebenen Werte (19,32,7) bei den herkömmlichen Kunststoffen bei 0,7 Gewichtsprozent und bei den Composite-Materialien bei 0,1 - 0,5 %. Für Sevriton wird von DÜGGELIN (6) eine Löslichkeit von 0,24 mg/cm^2 angegeben.

2.2. Eigene Untersuchungen

2.2.1. Untersuchungsmethodik

1. Herstellung der Proben

1.1. Prothesenkunststoffe

Nach der FDI-Spezifikation Nr. 3 (12) werden von den verschiedenen Heiß- und Kaltpolymerisaten Prüfplatten hergestellt, deren Ausmaße in Abb. 1 ersichtlich sind.

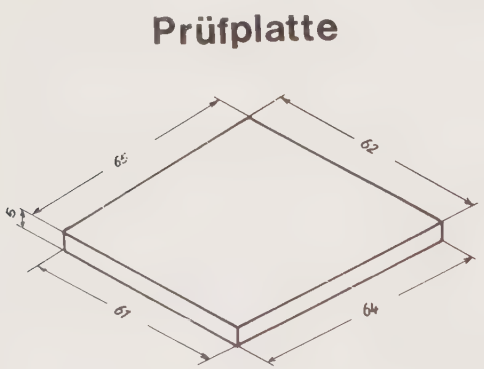


Abb. 1: Prüfplatte nach FDI-Spezifikation Nr. 3 für Prothesenkunststoffe zur Dichtebestimmung

Die Verarbeitung der verschiedenen Materialien erfolgt nach den Angaben der Hersteller. Die Polymerisation der Heißpolymerisate erfolgt im Wasserbad nach folgender Methode:
Die gestopfte Küvette wird im kalten Wasser aufgesetzt und langsam in 30 Minuten auf 70° C erwärmt. Diese Temperatur wird für 60 Minuten beibehalten und erst dann wird langsam zum Kochen aufgeheizt. Die Kochzeit beträgt 30 Minuten. Abweichungen davon werden getroffen, wenn sie vom Hersteller verlangt werden.

1.2. Kronen- und Brückenmaterialien und Füllungskunststoffe

Die Proben dieser Materialien werden in einer Form, wie sie in der FDI-Spezifikation Nr. 3 (12) zur Wasseraufnahme- und Löslichkeitsprüfung angegeben ist, und deren Ausmaße in Abbildung 2 ersichtlich sind, hergestellt.

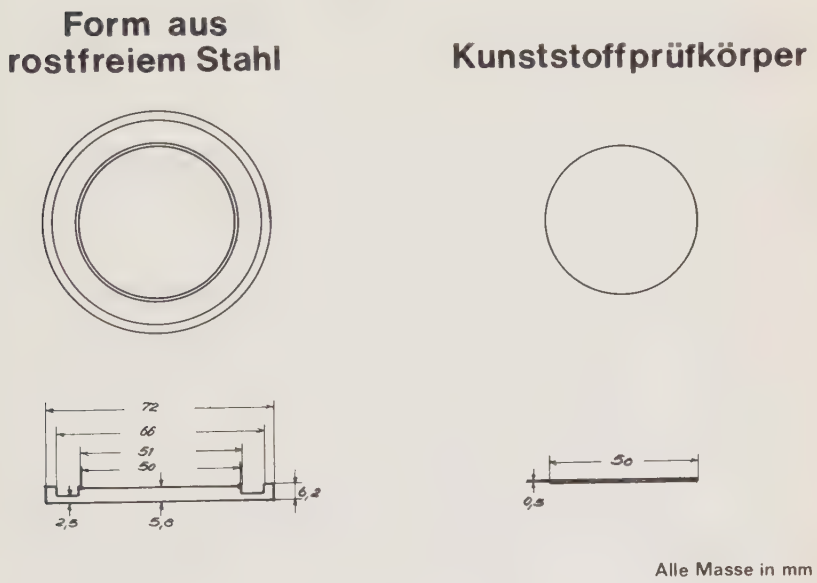


Abb. 2: Form und Prüfkörper nach FDI-Spezifikation Nr. 3 zur Wasseraufnahme- und Löslichkeitsprüfung

Um eine plane und glatte Oberfläche zu erreichen, wurde eine Glasplatte gegengedrückt.

2. Optische Untersuchungskriterien

1. Makroskopische Untersuchungen

Die hergestellten Prüfkörper werden mit unbewaffnetem Auge auf Beschaffenheit der Oberfläche, Farbveränderungen und Inhomogenitäten besichtigt.

2. Mikroskopische Untersuchungen

Die Polymerpulver bzw. die Grundmaterialien werden auf einen sauberen Objektträger aufgetragen und im Durchlicht des Fotomikroskops (ZEISS) untersucht.

Bei heiß- und kaltpolymerisierten Prothesenkunststoffen erfolgt ein Abmustern der verschiedenen Regionen im Auflicht des Zeiss Universal Mikroskops mit 40 - 200facher Vergrößerung nach der von HAEFELI (13) beschriebenen Methode.

Die Proben werden zunächst unter Kühlung durch Leitungswasser mit feinem Sandpapier beschliffen, anschließend im Vibrations-Poliergerät (Firma J. WIRTZ/Düsseldorf) mit Tonerde auf Hochglanz poliert und mit Toluol angeätzt.

Von kalthärtenden Prothesenkunststoffen, sowie von einigen K+B Materialien, Füllungskunststoffen und Composite-Materialien werden Dünnschliffe mit einer Stärke von 0,2 - 0,3 mm und anschließend Durchlichtaufnahmen im Fotomikroskop (Firma ZEISS) angefertigt.

3. Dichtebestimmung

Eine Dichtebestimmung wird bei Prothesenkunststoffen durchgeführt. Von der nach der FDI-Spezifikation Nr. 3 (12) hergestellten Probe ermittelt man zunächst das Trockengewicht (a), indem man sie mit einem 0,1 mm starken indifferenten Stahldraht an einer Analysenwaage (Sartorius-Selekta-Waage) aufhängt. Anschließend werden die Wägungen und Berechnungen durchgeführt, wie sie für die Dichtebe-

stimmung im Schrifttum (s. Abschnitt 2.1.4.1) beschrieben sind. Die Genauigkeit liegt bei ± 0,1 mg.

4. Wasseraufnahme und Löslichkeit

K+B Materialien, Füllungskunststoffe und Composite-Materialien werden auf Wasseraufnahme und Löslichkeit untersucht.
Die Herstellung der Proben erfolgt nach der FDI-Spezifikation Nr. 3 (12). Es werden mindestens 3 Prüflinge von jedem Material angefertigt. Die Scheiben haben einen Durchmesser von 50 ± 0,5 mm und sind 0,5 ± 0,1 mm stark. Die Abmessungen der Proben liegen also innerhalb der von der Norm vorgeschriebenen Toleranz. Die Prüfkörper werden in einer Form aus rostfreiem Stahl angefertigt, in einem Exsikkator mit absolut trockenem, wasserfreien Kieselsäuregel (Silicagel) bei 37 ± 2° C während 24 Stunden getrocknet, anschließend im gleichen Exsikkator auf Raumtemperatur gebracht und danach mit einer Genauigkeit von 0,2 mg gewogen. Diesen Trocknungsvorgang wiederholt man solange, bis der tägliche Gewichtsverlust nicht mehr als 0,5 mg beträgt. Danach werden die Proben 24 Stunden lang in destilliertes Wasser von 37 ± 1° C gelegt. Eine Minute nach der Herausnahme aus dem Wasser wiegt man die Probe, nachdem sie in der vorgeschriebenen Weise getrocknet worden ist.
Die Wasseraufnahme berechnet sich:

$$\frac{\text{Gewicht nach Wasserlagerung} - \text{Trockengewicht (mg)}}{\text{Oberfläche (cm}^2\text{)}} = \text{Wasseraufnahme in mg/cm}^2$$

Nach dem letzten Wiegen bringt man die Probe wieder in den Exsikkator bei 37 ± 2° C und trocknet sie solange, bis man wiederum ein konstantes Gewicht von ± 0,5 mg erreicht.

Die Löslichkeit berrechnet man:

$$\frac{\text{Gewicht nach Trocknung (mg)} - \text{konst. Gewicht nach wiederholter Trocknung (mg)}}{\text{Oberfläche (cm}^2\text{)}} = \text{Löslichkeit in mg/cm}^2$$

Material	Firma	Proben-Nr.	Charge Pulver	Charge Flüssigkeit
1. Prothesenkunststoffe				
Ivoclar SR 3/60 Plus	Ivoclar		19368	4660
Optodont highflow	Bayer		01F	05F
Paladon 65	Kulzer			
Stellon LP	De Trey		MF1	MG1
Wil - 3L	Planuplast			
Luxene	Howmedica			
Ivoclar 3/60 Quick (1)	Ivoclar		19459	4387
Paladur	Kulzer		3810	1341
Palapress	Kulzer		186	86
2. Kronen- und Brückenmaterialien				
Biodent	De Trey		NB 17L	
Palaferm kaltpolymerisierend	Kulzer		26558	26558
SR Pyroplast	Ivoclar		1289	0611SH
Vita	Vita		9482	
3. Konventionelle Füllungskunststoffe				
Palavit 55	Kulzer		7231	1212
Sevriton simplified	De Trey		NA4NGB	NE1NGA
4. Composite-Materialien				
Palakav (Kapsel)	Kulzer	1-3	23515	
		4-10	26558	
Palakav (handgemischt)	Kulzer		26558	26558
			141172	
TD 71	Dental Fillings Limited	1-2	010CD	
		3-4	028AF	
Adaptic	Espe	1	0711NO1	
		2-4	1560 N-1	
		5-6	2632 D1 (12D 022)	
Addent XV	3M Company		RUN 030210	
Concise	3M Company	1	0711NO1	
		2-3	211310	
DFR	Surgident		1170	
			3440	242111

Tab. 1 Untersuchte Kunststoffe
Proben aus verschiedenen Chargen sind mit ihren Nummern bei der Chargenbezeichnung aufgeführt

2.2.2. Versuchsdurchführung

1. Versuchsmaterialien: 22 bekannte Kunststoffe, die sich auf dem deutschen Dentalmarkt befinden, werden zur Untersuchung herangezogen.

2. Mischungsverhältnisse:

Die Herstellung der Proben richtet sich in Bezug auf die Mischungsverhältnisse nach der Gebrauchsanweisung, in Bezug auf die Menge je nach dem Volumen der verschiedenen Formen.

Die verwendeten Mischungsverhältnisse sowie absolute Menge pro Probe gehen aus Tabelle (2) hervor. Wenn keine klaren Mengenverhältnisse in der Gebrauchsanweisung angegeben sind, werden die Durchschnittswerte aus 10 Wägungen nach der angegebenen Vorschrift ermittelt, und diese Durchschnittswerte als festes Mischungsverhältnis benutzt.

Material	Gewichtsverhältnis Pulver/Flüssigkeit	Menge in g Pulver/Flüssigkeit
Ivoclar 3/60 Plus	2,5 : 1	25 : 10
Optodont highflow	2,1 : 1	21 : 10
Paladon 65	2,5 : 1	25 : 10
Stellon LP	2,3 : 1	23 : 10
Wil - 3L	3 : 1	24 : 8
Ivoclar 3/60 Quick	2,1 : 1	21 : 10
Paladur mit Druck	2,5 : 1	25 : 10
ohne Druck	1,7 : 1	25,5 : 15
Palapress mit Einbettung	2 : 1	20 : 10
ohne Einbettung	1,4 : 1	21 : 15
Biodent	2 : 1	1,5 : 0,75
Palaferm kaltpolymerisierend	1,25 : 1	1,25 : 1
SR Pyroplast [1]	1 : 1	1,2 : 1,2
Vita	2,1 : 1 [2]	1,6 : 0,1
Palavit 55	1,67 : 1	1,67 : 1
Sevriton	1,5 : 1	1,5 : 1
Palakav (Kapsel) [3]		6 Kapseln
Palakav (handgemischt)	3 : 1 [4]	2,1 : 0,7
TD 71 [5]	2,67 : 1	6 Kapseln
Adaptic	1,25 : 1 [6]	2,5 : 2
Addent XV [7]	2,5 : 1	2,5 : 1
Concise	1 : 1 [8]	2 : 2
DFR	2,81 : 1	2,81 : 1

Tab. 2: Mischungsverhältnisse und absolute Mengen für die Herstellung der Proben

Anmerkung:

1) Das mitgelieferte Maß II faßt durchschnittlich 0,41 g Polymer, und der Inhalt der Kapsel II beträgt durchschnittlich 0,40 g Monomer.

2) Diesem Verhältnis entsprechen 7 Tropfen (= 0,182 g) Monomer zu 2 großen Dosierlöffeln Pulver (= 0,32 g).

3) Die Originalkapseln wurden angemischt.

4) Diesem Verhältnis entsprechen ein Löffel Polymer (á 0,357 g) mit 8 Tropfen Monomer (= 0,12 g) und 0,004 g Katalysator.

5) TD 71 wird in Kapseln angemischt, Kapselinhalt: Polymer 0,256 g; Katalysator 0,138 g; 6 Tropfen Monomer (= 0,096 g).

6) Verhältnis von Katalysatorpaste mit Universalpaste.

7) Der Kapselinhalt wird entfernt und mit der Hand angemischt. Inhalt pro Kapsel: 0,298 g Pulver, 0,119 g Flüssigkeit.

8) Mischungsverhältnis von Universalpaste zur Katalysatorpaste.

3. Herstellungsverfahren

3.1. Prothesenkunststoffe

Die Heißpolymerisate Ivoclar 3/60 Plus, Paladon 65, Optodont highflow, Stellon LP und Wil-3L werden im bekannten Verfahren im Wasserbad, wie in Abschnitt Prothesenherstellung (2.2.1.1.1.) beschrieben ist, hergestellt. Nur wenn eine andere Temperaturführung und ein anderer Polymerisationsablauf vom Hersteller angegeben ist, wird dieses eingehalten.

Die Isolation der Gipsform erfolgt mit einem Isoliermittel der Firma De Trey und bei Ivoclar SR 3/60 Plus mit dem mitgelieferten Ivoclar separating fluid.

Die Herstellung der Kunststoffe Ivoclar SR 3/60 Plus, Paladon 65, Optodont highflow und Stellon LP geschieht außerdem mit Zinnfolienisolation. Da diese Proben zu Dichtevergleichen herangezogen werden sollen, werden die gleichen Kunststoffe unter gleichen Bedingungen verarbeitet, d.h., daß die doppelte Menge eines jeden Materials angerührt, und die eine Hälfte in die mit Zinnfolie isolierte und die andere in die mit De Trey Isoliermittel bzw. mit Ivoclar separating fluid isolierte Küvette gebracht wird. Beide Proben preßt man gleichzeitig und beide werden auch im gleichen Wasserbad polymerisiert.

Das Copolymerisat Luxene ist im Preßschmelzverfahren in einem Dental-Labor (BIALIK, Berlin) angefertigt. Dieses Material schmilzt beim Erwärmen und läßt sich unter Luftdruck in eine geschlossene Form unter ständiger Nachverdichtung pressen.

Die Kaltpolymerisate Ivoclar 3/60 Quick, Paladur und Palapress werden mit Einbettung unter Anwendung von Druck polymerisiert.

Isoliert wird bei Paladur mit der De Trey Isolation, bei Palapress mit der mitgelieferten Isolierflüssigkeit und Aktivator und bei Ivoclar 3/60 Quick mit Ivoclar separating fluid.
Von Paladur werden weiterhin Proben ohne Druckanwendung angefertigt. Auch von Palapress stellt man eine weitere Probe im Verfahren ohne Einbettung her. Der Palapress-Teig wird angerührt und in die Form gegossen. Dies soll sehr zügig geschehen. Etwa 7 Minuten später bringt man diese Form in einen mit handwarmen Wasser gefüllten Drucktopf und beläßt sie bei einem Druck von 2,5 atm 15 Minuten lang.

3.2. Kronen- und Brückenmaterialien

Die in der FDI-Spezifikation angegebene Form zur Wasseraufnahme und Löslichkeitsbestimmung wird bei kaltpolymerisierbarem Palaferm mit einer Polyäthylenfolie isoliert.
Bei den Materialien Vita und Biodent verwendet man beidseitig Zinnfolie, da diese Produkte im Hedent-Automaten polymerisiert werden. Die Polymerisationszeit für Vita beträgt 10 Minuten bei 115° C und einem Druck von 6 kp/cm^2 und bei Biodent 10 Minuten bei 110° C und 7 kp/cm^2 Oberfläche.
SR Pyroplast wird vom Werk als Polymerpulver und kristallines Monomer in Kapseln geliefert. Die Herstellung erfolgt im Pyro-Convektor bei einer Temperatur von 130° C mit beidseitiger Zinnfolienisolation, da die Polyäthylenfolie nicht hitzebeständig ist.

3.3. Füllungskunststoffe

Die Proben dieser Materialien werden ebenfalls in der unter 3.2. beschriebenen Form mit Polyäthylenfolie als Isoliermittel hergestellt. Das Mischen erfolgt mit der Hand unter Einhaltung der

Mischungsverhältnisse mit einer Genauigkeit von 0,002 g und Beachtung der Verarbeitungsvorschriften.

Kapsel Palakav und TD 71 mischt man im Silamat 10 Sekunden. Bei all diesen Proben wird die Glasplatte, die man gegendrückt, um eine plane Oberfläche zu erhalten, 2 x mit De Trey Isoliermittel bestrichen, da sonst die Prüfkörper sehr fest an dieser haften (vor allem TD 71).

2.2.3. Ergebnisse

1. Makroskopie

1.1. Prothesenkunststoffe

Sie sind in ihrer Struktur alle weitgehend porenfrei. Die mit Zinnfolie isolierten Proben sind oberflächlich glatter als die mit flüssigen Isoliermitteln isolierten. Bei Paladon 65 und bei Stellon LP sind Aufhellungen am Rand zu beobachten, die unabhängig vom Isoliermittel sind. Da aber an diesen Stellen die Struktur porenfrei erscheint, können nur die Farbpartikel, die normalerweise den polymeren Perlen fest aufgelagert sind, in diesen Regionen weggeschwemmt worden sein. Die kaltpolymerisierten Kunststoffe sind mehr oder weniger mit Porositäten durchsetzt. Bei Ivoclar SR 3/60 Quick sind keine Poren sichtbar und ohne Druck hergestelltes Paladur ist am meisten mit Inhomogenitäten durchsetzt.
Die makroskopisch sichtbaren Erscheinungen der einzelnen Materialien sind in Tabelle 3 zusammengefaßt.

1.2. K + B Materialien und Füllungskunststoffe

Die untersuchten K + B Materialien sind alle weitgehend frei von Inhomogenitäten, und vorhandene Luftbläschen sind wahrscheinlich auf das Anrühren mit der Hand zurückzuführen.

Gleiches gilt auch für die Füllungskunststoffe und Composites, wobei bei letzteren noch bemerkenswert ist, daß die der Polyäthylenfolie zugewandte Seite eine stumpfere und rauhere Oberfläche hat als die der Glasplatte zugewandte Seite.
Die Untersuchungsergebnisse sind aus Tabelle 3 zu ersehen.

			Oberfläche glatt	keine kreidige Oberfl.	keine Schlieren	keine Poren	keine Aufhellung am Rand
HEISSPOLYMERISATE	Prothesenkunststoffe	Ivoclar SR 3/60 Plus	-	+	+	-	+
		Optodont	-	+	+	+	+
		Paladon 65	+	+	+	+	-
		Stellon LP	+	+	+	+	-
		Wil 3L	+	+	+	+	+
		Luxene	-	+	-	+	+
	K+B Materialien	Biodent	+	+	+	+	+
		SR Pyroplast	+	+	+	-	+
		Vita	+	+	+	+	+
		Palaferm kaltpoly.	+	+	+	-	+
KALTPOLYMERISATE	Reparaturkunststoffe	Ivoclar SR 3/60 Quick	+	+	+	+	+
		Paladur mit Druck	-	+	+	-	+
		ohne Druck	-	+	+	-	+
		Palapress mit Einbettung	-	+	+	+	+
		Palapress im Drucktopf	-	+	+	+	+
	herkömmliche Füllungs-KS	Palavit 55	+	+	+	-	+
		Sevriton	+	+	+	+	+
	Composites	Palakav (Kapsel)	+	+	-	-	+
		Palakav (Hand)	+	+	+	+	+
		TD 71	+	-	-	+	+
		Adaptic	+	+	+	+	+
		Addent XV	-	+	+	-	+
		Concise	+	+	+	+	+
		DFR	+	-	+	-	+

Tab. 3: Makroskopische Untersuchungsergebnisse

+ drückt eine positive Eigenschaft aus
- drückt eine unerwünschte Eigenschaft aus

2. Mikroskopie

2.1. Pulver bzw. Grundmaterialien

1. Prothesenmaterialien

Die in den Abbildungen 3 bis 10 abgebildeten Polymere von Prothesenkunststoffen auf Grundlage der Polymethylmethacrylate zeigen alle große und kleine Kugeln, wobei die Kaltpolymerisate eine größere Anzahl kleinere haben im Gegensatz zu den Thermoplasten.
Dem Polymer von Wil-3L (Abb. 7) sind zusätzlich noch Glasfasern zugesetzt, welche eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften bewirken sollen.
Bei Stellon LP (Abb. 6) fallen besonders häufig schollenartige Gebilde auf, aber auch bei Ivoclar 3/60 Plus, Paladur und Palapress (Abb. 3,9,10) sind solche allerdings in wesentlich geringerer Anzahl zu sehen.

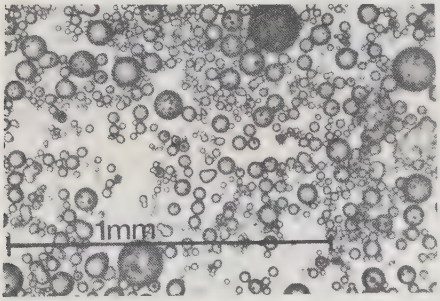


Abb. 3 Ivoclar SR 3/60 Plus V = 60

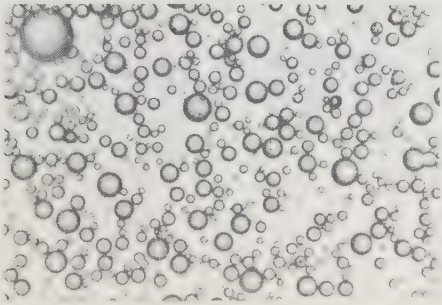


Abb. 4 Optodont highflow V = 60

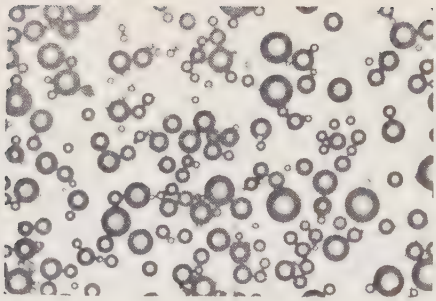


Abb. 5 Paladon 65 V = 60

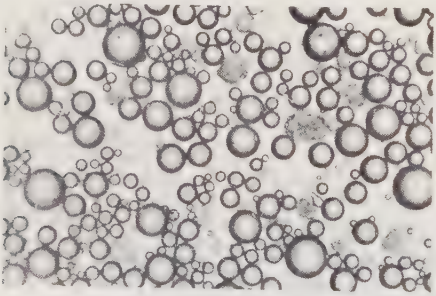


Abb. 6 Stellon LP V = 60

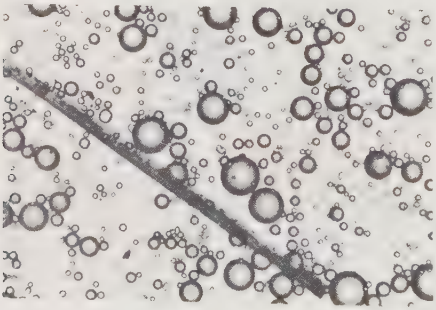


Abb. 7 Wil-3L V = 60

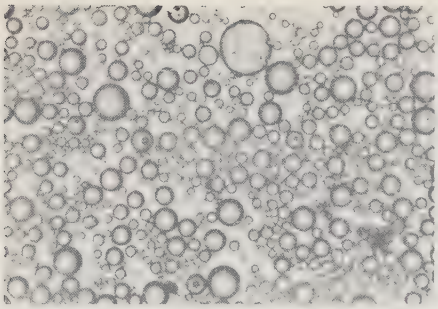


Abb. 8 Ivoclar SR 3/60 Quick V = 60

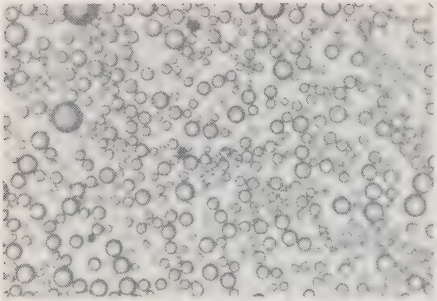


Abb. 9 Paladur V = 60

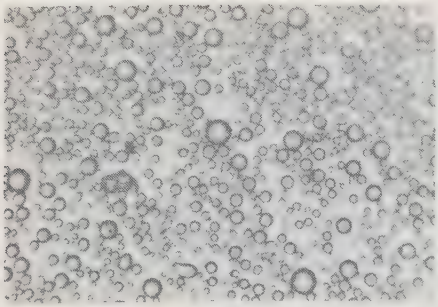


Abb. 10 Palapress V = 60

2. Kronen- und Brückenmaterialien, Füllungskunststoffe

Auch bei den K+B Materialien und den Füllungskunststoffen (Abb. 11 bis 17) zeigen die polymeren Anteile unterschiedliche Größen. Es sind nicht nur Kugeln, sondern vereinzelt auch deformierte Gebilde zu sehen. So sind z.B. in Abbildung 11, 12, 13 und 15 ovale Bestandteile zu erkennen, wobei es sich um deformierte Kugeln bzw. Zwillingsbildungen handelt.

Bei dem Composite Material Palakav (Abb. 17) sind neben den Polymerkugeln noch Füllstoffe erkennbar.

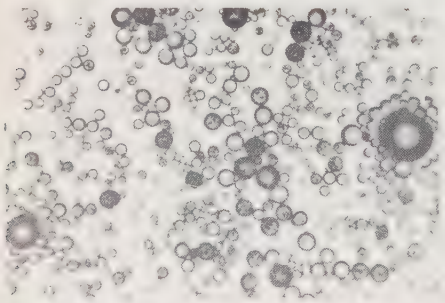


Abb. 11 Biodent V = 60

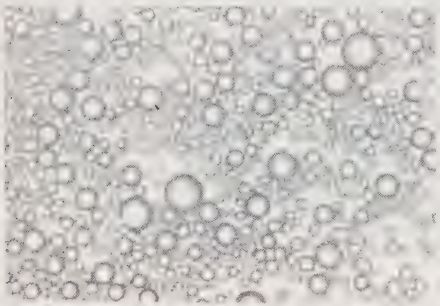


Abb. 12 Palaferm V = 60

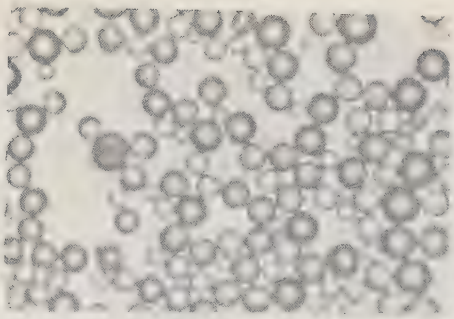


Abb. 13 SR Pyroplast V = 60

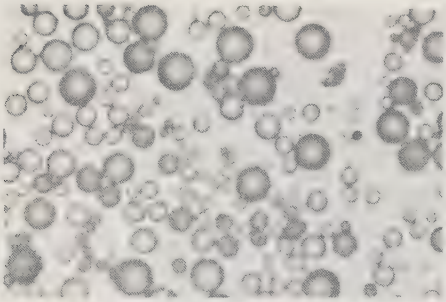


Abb. 14 Vita K+B V = 60

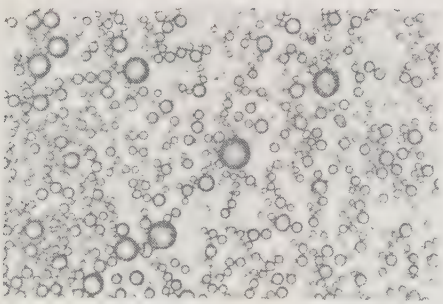


Abb. 15 Palavit 55 V = 60

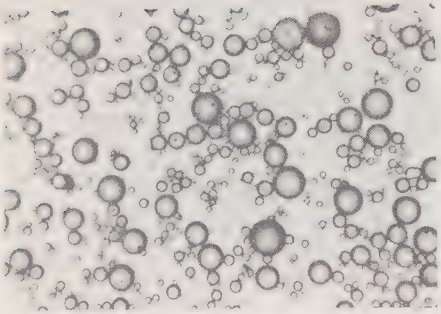


Abb. 16 Sevriton simplified V = 60

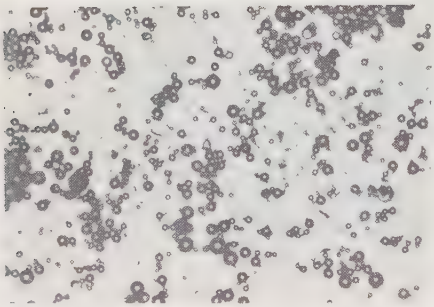


Abb. 17 Palakav V = 60

2.2. Heiß- und Kaltpolymerisat im Auflicht

Die Abbildungen 18 bis 21 zeigen je 4 verschiedene Regionen einer Paladon 65 Probe im Auflicht. Die Oberfläche wird am Rand und in der Mitte untersucht, anschließend wird die Hälfte der Probenstärke abgetragen und wiederum eine Rand- und eine Mittenregion untersucht.

Um zu erkennen, ob die Isolierung einen Einfluß auf die Struktur hat, werden von Paladon 65 Auflichtaufnahmen einer mit De Trey Isolation und einer mit Zinnfolie hergestellten Probe angefertigt.

Die Aufnahmen der polierten Flächen zeigen Kreise unterschiedlicher Größe. Das sind die ursprünglichen polymeren Anteile, die von einer aus dem Monomer entstandenen Masse umgeben sind. Die verschiedene Größe der Kreise erklärt sich einmal durch die unterschiedliche Größe der Perlen des Primärpolymerisats und zum anderen durch die unterschiedliche Ebene, in der sie angeschnitten sind. Weiterhin sind Kratzer zu sehen.

Bei dem Heißpolymerisat Paladon 65 (Abb. 18 und 19) sind die Polymerkugeln enger aneinandergelagert als bei dem Kaltpolymerisat Paladur (Abb. 20 und 21).

Bei der mit Druck hergestellten Paladur Probe (Abb. 20) ist die Randregion dichter mit Polymerkugeln besetzt als die Mitte. Das könnte auf ein verstärktes Abpressen von Monomer am Rande zurückzuführen sein.

In Abbildung 21 ist fast ausnahmslos keine Aneinanderlagerung der Primärpolymerisatkugeln zu sehen. Bei dieser Probe ist kein Druck angewendet worden und demzufolge ist kein Monomer abgepreßt.

Bemerkenswerte Unterschiede bei den mit unterschiedlicher Isolation hergestellten Paladon 65 Proben, können nicht festgestellt werden.

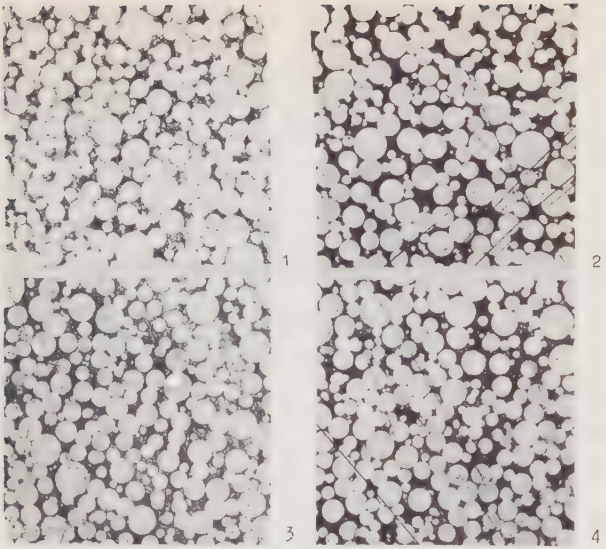


Abb. 18 Paladon 65 mit De Trey Isolation V = 60

1 = Rand Oberfläche
2 = Mitte Oberfläche
3 = Rand Tiefe
4 = Mitte Tiefe

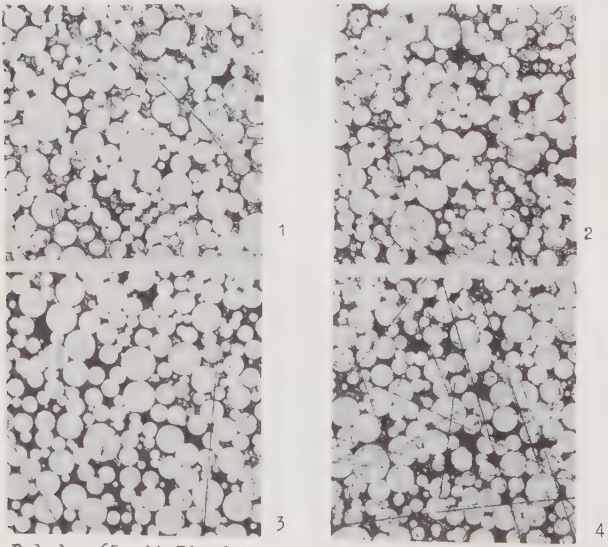


Abb. 19 Paladon 65 mit Zinnfolien - Isolation V = 60

1 = Rand Oberfläche
2 = Mitte Oberfläche
3 = Rand Tiefe
4 = Mitte Tiefe

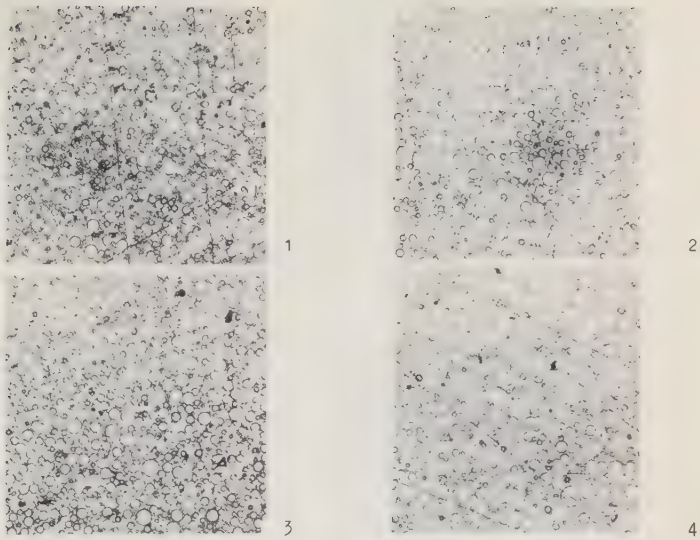


Abb. 20 Paladur mit Druck hergestellt

1 = Rand Oberfläche
2 = Mitte Oberfläche
3 = Rand Tiefe
4 = Mitte Tiefe

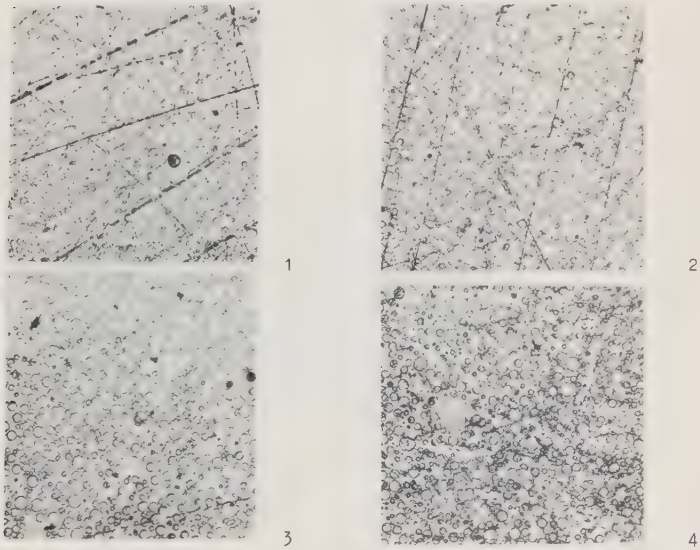


Abb. 21 Paladur ohne Druck hergestellt V = 60

1 = Rand Oberfläche
2 = Mitte Oberfläche
3 = Rand Tiefe
4 = Mitte Tiefe

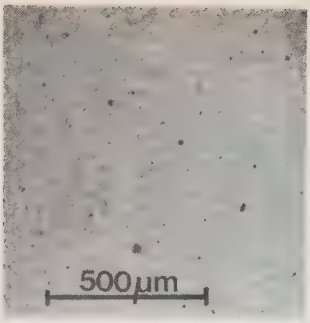
Bei der optischen Deutung der Auflichtaufnahmen müßten die hellen Anteile glatte und die dunkleren Anteile aufgerauhte Stellen sein, d.h. die ehemaligen polymeren Anteile dürften nicht angeätzt sein, sondern nur die umgebende Substanz. Nach einer anderen Deutung können aber auch die polymeren Kugeln gleichmäßig mehr angeätzt sein als die aus dem Monomer entstandene Masse, so daß es über dem Oberflächenniveau der ursprünglich polymeren Anteile steht.
Eine genaue Klärung könnte die elektronenmikroskopische Untersuchung von Oberflächenabdrücken bringen.
Eine direkte Untersuchung im Elektronenmikroskop dagegen dürfte theoretisch zu keinem Erfolg führen, da Methacrylate häufig als Einbettmaterial verwendet werden, da sie elektronenmikroskopisch strukturlos wirken und außerdem kommt es durch Verdampfung zu Massenverlusten und es zeigen sich Fließerscheinungen.

2.3. Polymerisierte Kunststoffe im Durchlicht

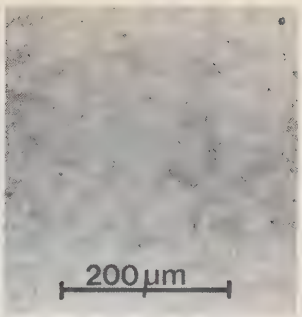
Da es sich bei allen Präparaten mit Außnahme von Adaptic (Abb. 33) um Methylmethacrylate handelt, sind die Aufnahmen vergleichsweise gegenübergestellt, und sie zeigen die Struktur des fertigen Polymerisats (Abb. 22 bis 32).
Geringe Lufteinschlüsse sind bei allen Materialien feststellbar.

Bei Paladur und Palapress (Abb. 22 und 23) sind in der 160-fachen Vergrößerung kleine schwarze Punkte (Granulierung) erkennbar.

Bei Biodent (Abb. 25) findet man eine wolkige Struktur mit vielen kleinen und bei SR Pyroplast (Abb. 27) mit einigen großen schwarzen Punkten. Bei SR Pyroplast handelt es sich um Lufteinschlüsse, und diese lassen sich bei sorgfältiger Materialverarbeitung weitgehend vermeiden.



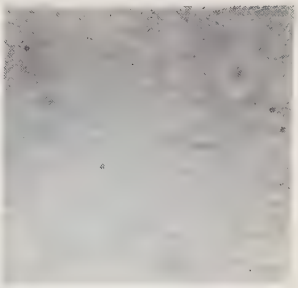
V = 60



V = 160

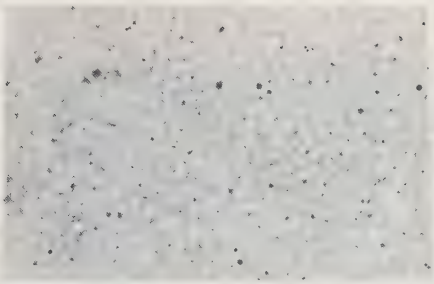
Abb. 22 Paladur

V = 60



V = 160

Abb. 23 Palapress



V = 60

Abb. 24 Ivoclar SR 3/60 Quick (10)

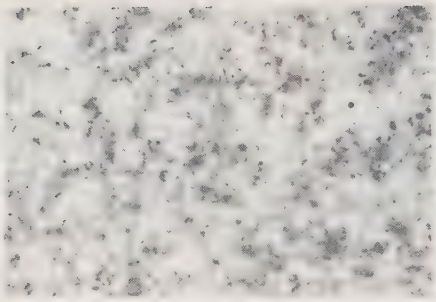


Abb. 25 Biodent V = 60

Abb. 26 Palaferm kaltpolymerisiert V = 60

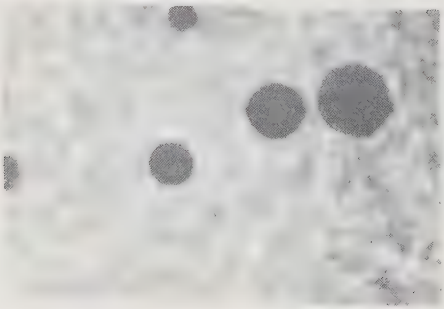


Abb. 27 SR Pyroplast

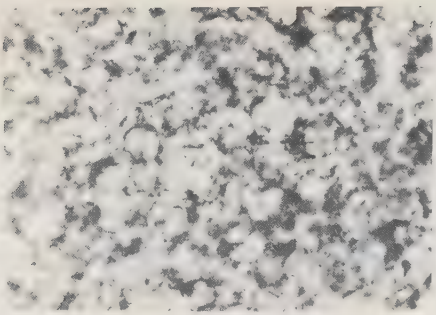


Abb. 28 Vita K+B V = 60

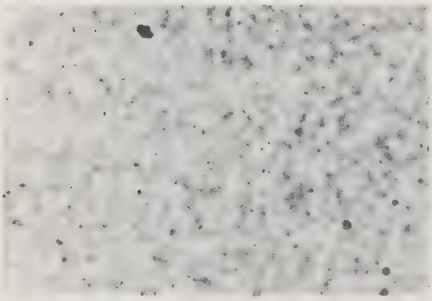


Abb. 29 Palavit 55 V = 60

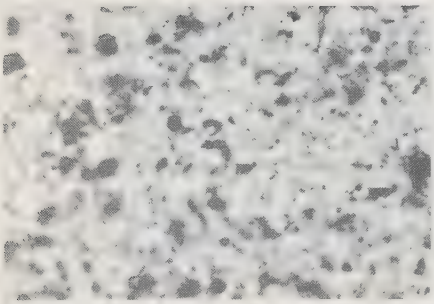


Abb. 30 Sevriton simplified V = 60

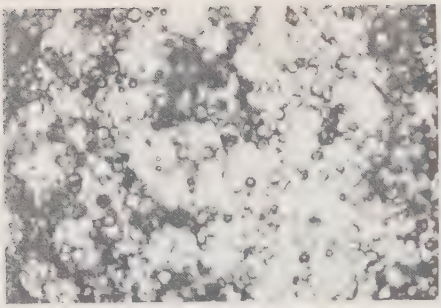


Abb. 31 Kapsel Palakav V = 60

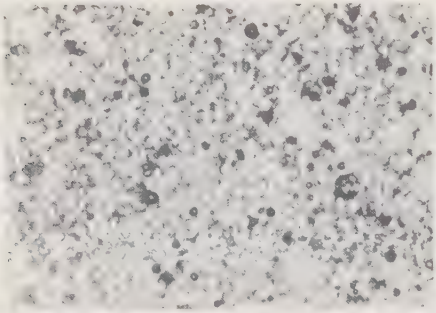


Abb. 32 Palakav angerührt V = 60

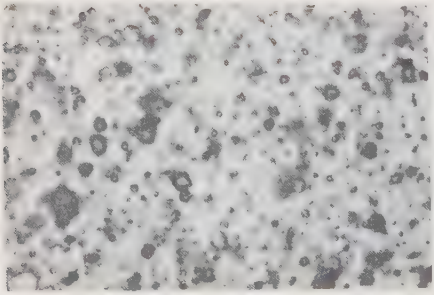


Abb. 33 Adaptic V = 60

3. Dichte

In Tabelle 4 sind die Ergebnisse der Dichteprüfung zusammengefaßt.

MATERIAL	DICHTE in g/cm^3
IVOCLAR SR 3/60 PLUS	1,1848
OPTODONT HIGHFLOW	1,1893
PALADON 65	1,1797
STELLON LP	1,1722
WIL 3L	1,1954
LUXENE	1,2624
IVOCLAR SR 3/60 QUICK	1,2036
PALADUR mit DRUCK	1,1896
PALADUR ohne DRUCK	1,1860
PALAPRESS mit EINBETTUNG	1,1867
PALAPRESS im DRUCKTOPF	1,1850

Tab. 4 Dichte von Prothesenkunststoffen in g/cm^3

Der 4. Stelle nach dem Komma kann keine besondere Bedeutung zugemessen werden, da sie innerhalb der Meßungenauigkeit liegt.

Die Dichtewerte von Heißpolymerisaten, welche unter gleichen Bedingungen hergestellt und nur unterschiedlich mit Isolierflüssigkeit oder Zinnfolie isoliert worden sind, finden sich in Tabelle 5.

DICHTEVERGLEICH		
MATERIAL	ISOLATION	DICHTE g/cm³
IVOCLAR 3/60 PLUS	IVOCLAR	1,1834
	ZINNFOLIE	1,1813
OPTODONT highflow	DE TREY	1,1886
	ZINNFOLIE	1,1890
PALADON 65	DE TREY	1,1758
	ZINNFOLIE	1,1770
STELLON LP	DE TREY	1,1713
	ZINNFOLIE	1,1730

Tab. 5 Gegenüberstellung der Dichtewerte von Heißpolymerisaten in Abhängigkeit von der Isolation

MATERIAL	WASSERAUFNAHME		LÖSLICHKEIT	
	mg/cm²	Gew %	mg/cm²	Gew %
Biodent	0,65	1,83	0,00	0,00
Palaferm kalt	0,47	1,79	0,07	0,29
SR Pyroplast	0,43	1,65	0,00	0,00
Vita	0,35	1,48	0,09	0,42
Palavit 55	0,56	2,13	0,06	0,24
Sevriton	1,14	3,24	0,20	0,57
Adaptic	0,28	0,51	0,11	0,18
Addent XV	0,07	0,17	0,18	0,41
Concise	0,10	0,22	0,14	0,30
DFR	0,44	0,79	0,08	0,16
Palakav Kapsel	0,78	2,18	0,15	0,42
Palakav Hand	0,70	1,77	0,08	0,22
TD 71	0,96	2,02	0,44	0,92

Tab. 6 Wasseraufnahme und Löslichkeit in mg/cm² Oberfläche und in Gewichtsprozenten in 24 Stunden

4. Wasseraufnahme und Löslichkeit

Die Wasseraufnahme und Löslichkeit in mg/cm^2 Oberfläche und in Gewichtsprozenten sind in Tabelle 6 zusammengefaßt.

Von Kapsel Palakav und handgemischtem Palakav werden neben dem arithmetischen Mittelwert die Standardabweichung und der Variabilitätskoeffizient errechnet, was wegen der größeren Menge der hergestellten Proben möglich ist (Tab. 7 und 8).

Material	Palakav Kapsel		Palakav Hand	
	Wasseraufnahme	Löslichkeit	Wasseraufnahme	Löslichkeit
$\bar{x}$	0,78	0,15	0,70	0,08
s	0,10	0,03	0,04	0,03
V	0,13	0,20	0,06	0,38

Tab. 7 Wasseraufnahme und Löslichkeit in mg/cm^2 Oberfläche für 10 Proben. $\bar{x}$ = Mittelwert, s = Standardabweichung, V = Variabilitätskoeffizient

Material	Palakav Kapsel		Palakav Hand	
	Wasseraufnahme	Löslichkeit	Wasseraufnahme	Löslichkeit
$\bar{x}$	2,18	0,42	1,77	0,22
s	0,21	0,09	0,07	0,07
V	0,10	0,21	0,04	0,32

Tab. 8 Wasseraufnahme und Löslichkeit in Gewichtsprozenten für 10 Proben. $\bar{x}$ = Mittelwert, s = Standardabweichung, V = Variabilitätskoeffizient

Der arithmetische Mittelwert $\bar{x}$ ergibt sich aus der Summe der Werte dividiert durch die Anzahl der Proben (29).

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n}$$

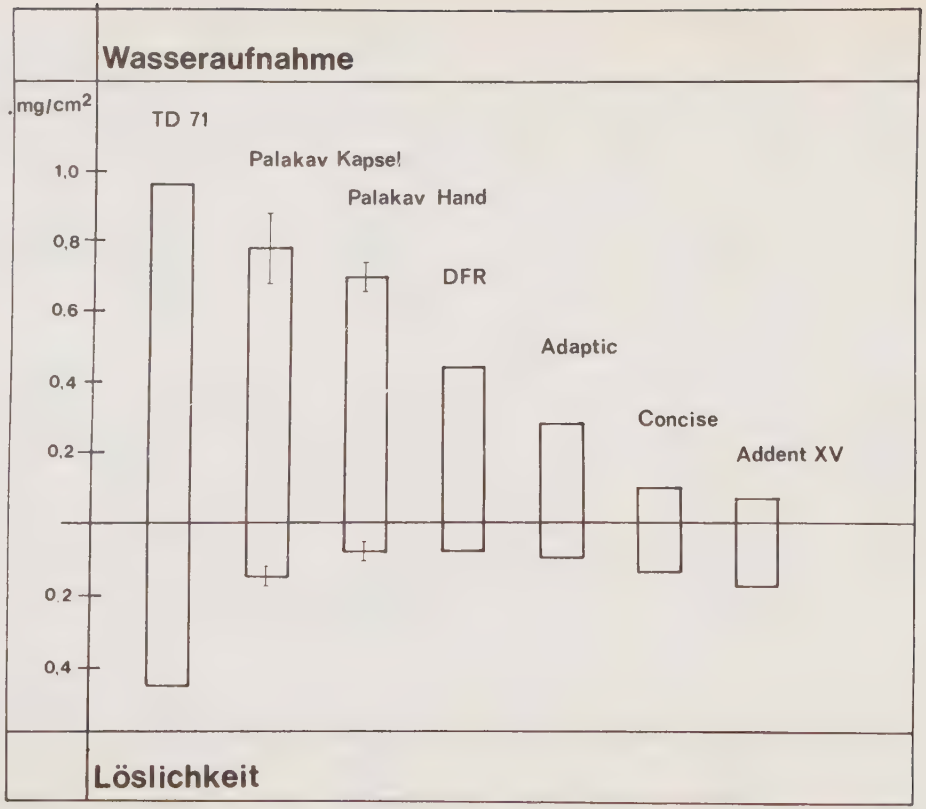


Abb. 34 Wasseraufnahme und Löslichkeit in mg/cm^2 Oberfläche von Composite-Materialien in 24 Stunden

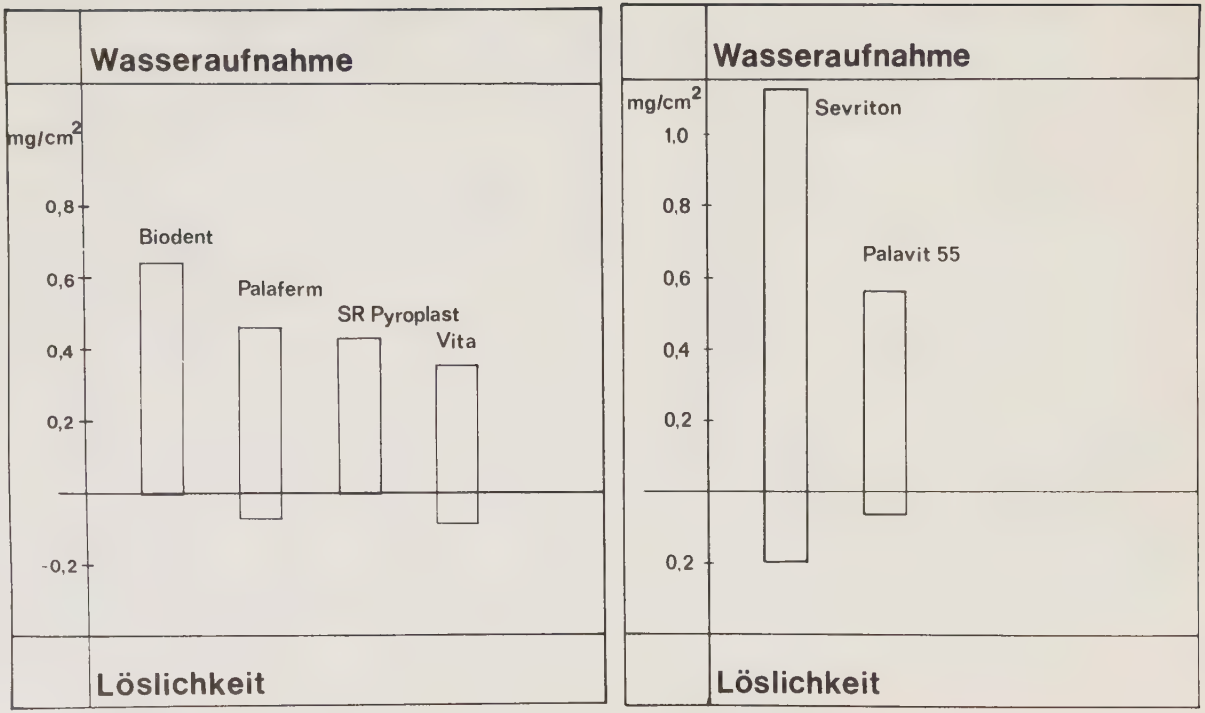


Abb. 35 Wasseraufnahme und Löslichkeit in mg/cm^2 Oberfläche von Kronen- und Brückenmaterialien und von konventionellen Füllungskunststoffen in 24 Stunden

Die Streuung ergibt sich aus folgender Formel (29):

$$s = \sqrt{\frac{x^2 - \frac{(\sum x^2)}{n}}{n - 1}}$$

Der Variabilitätskoeffizient V berechnet sich aus der Streuung geteilt durch den arithmetischen Mittelwert:

$$V = \frac{s}{\bar{x}}$$

In Abbildung 34 und 35 sind die arithmetischen Mittelwerte der Wasseraufnahme und Löslichkeit in mg/cm^2 der untersuchten Materialien graphisch dargestellt, wobei die Höhe der Säulen die mittlere Wasseraufnahme und Löslichkeit ausdrücken. Bei Palakav zeigen die Linien am Kopf der Säulen die Streuung an.

Die in der Tabelle 6 angegebenen Werte der Wasseraufnahme und Löslichkeit in Gewichtsprozenten entsprechen nicht den tatsächlichen Gegebenheiten, da es sich um ungefüllte (herkömmliche Kunststoffe) und um gefüllte (Composite-Materialien) Kunststoffe handelt, d.h., um Materialien unterschiedlicher Dichte. Deshalb ist es sinnvoller, die Wasseraufnahme und Löslichkeit in Volumenprozenten anzugeben.
Die Berechnung erfolgt, indem zunächst das Volumen jeder einzelnen Probe ermittelt wird. Die durchschnittliche Stärke jedes Prüflings wird aus dem Mittel von 5 Einzelmessungen mit der Mikrometerschraube errechnet.
Ermittlung der Volumenprozente für Wasseraufnahme und für Löslichkeit:

$$\frac{\text{Wasseraufnahme (mg)} \times 100}{\text{Volumen } (mm^3)} = \text{Vol \%}$$

$$\frac{\text{Löslichkeit (mg)} \times 100}{\text{Volumen } (mm^3)} = \text{Vol \%}$$

Die rechnerische Ermittlung der Dichte ($D = \frac{M}{V}$) wird ebenfalls durchgeführt und das arithmetische Mittel jedes Materials bestimmt.

Danach werden die Verhältnisgrößen zwischen Gewichts- und Volumenprozent errechnet, indem die Gewichtsprozente gleich 100 % gesetzt werden.

Die Ergebnisse sind in Tabelle 9 zusammengefaßt, die Vol % in Abbildung 36 und die Abhängigkeit der Wasseraufnahme und Löslichkeit von der Dichte in Abbildung 38 graphisch dargestellt.

Material	Wasseraufnahme	Gew% x 100 / Vol%	Löslichkeit	Gew% x 100 / Vol%	Dichte
	Vol%		Vol%		
Biodent	1,97	93	0,00	-	1,08
Palaferm	1,91	94	0,31	94	1,07
SR Pyroplast	1,72	96	0,00	-	1,04
Vita	1,61	92	0,45	93	1,08
Palavit 55	2,26	94	0,26	92	1,06
Sevriton	3,90	83	0,62	92	1,08
Adaptic	0,86	59	0,30	60	1,87
Addent XV	0,25	68	0,65	63	1,56
Concise	0,36	61	0,50	60	1,67
DFR	1,31	60	0,27	59	1,66
Palakav Kapsel	3,35	65	0,64	66	1,54
Palakav handgem.	2,78	64	0,34	65	1,57
TD 71	2,99	68	1,37	67	1,49

Tab. 9 Vol-% und Verhältnisgröße der Gewichts-% zu den Vol-%

Bei der Gegenüberstellung der Werte von Kapsel Palakav und Palakav mit der Hand angerührt ergibt sich, daß handgemischtes Palakav eine

größere Dichte hat. Hier wird geprüft, ob eine statistische Signifikanz vorliegt, und da von jedem Material 10 einzelne Werte vorliegen, wird der T-Test durchgeführt. Bei gleichen Stichprobenumfängen ($n_1 = n_2$) gilt (29):

$$\hat{t} = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2 + s_2^2}{n}}}$$

Der Freiheitsgrad beträgt: $FG = 2n - 2$

$= 2 \times 10 - 2$

$= 18$

$\bar{x}_1$ = arithm. Mittelwert der Dichte von angerührtem Palakav

$\bar{x}_2$ = " " " " " Kapsel Palakav

s_1 = Streuung von angerührtem Palakav

s_2 = " " Kapsel Palakav

$\bar{x}_1 = 1{,}567$ $s_1 = 0{,}04$

$\bar{x}_2 = 1{,}535$ $s_2 = 0{,}028$ $n = 18$

Ergebnis: $\hat{t} = 2{,}074$

Nach der Tabelle (29) ist der kritische Wert für den 2 seitigen Test

$$\hat{t}_{0,05} = 2{,}101$$

und für den 1 seitigen Test

$$\hat{t}_{0,05} = 1{,}734$$

Damit ist für den 2 seitigen Test kein signifikanter Unterschied auf dem 5 % Niveau vorhanden. Es ist jedoch daran zu denken, daß beim Schütteln der Kapseln im Silamat in das Palakav kleine Luftbläschen gelangen. Da makroskopisch und mikroskopisch diese aber nicht zu

erkennen sind, könnten sie nur im submikroskopischen Bereich liegen. Da Luftbläschen zu einer Qualitätsverschlechterung führen müssen, ist es gerechtfertigt, den einseitigen Test durchzuführen. Er ist auf dem 5 % Niveau signifikant.

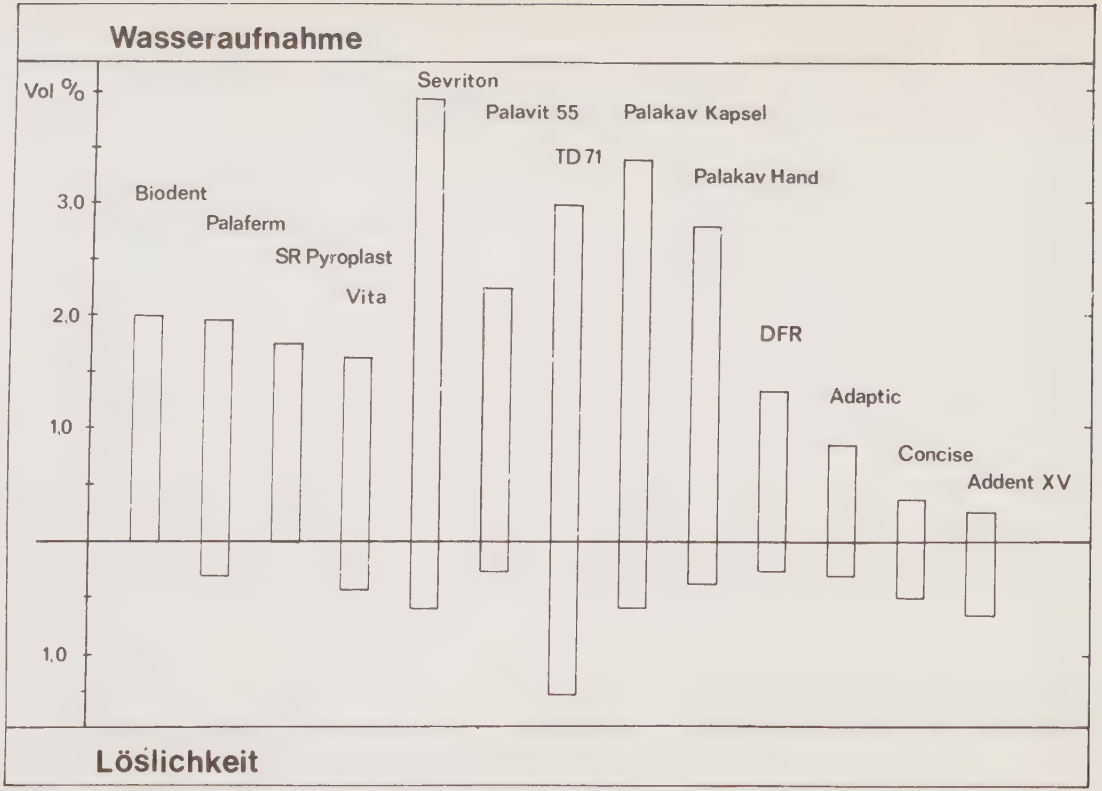


Abb. 36 Wasseraufnahme und Löslichkeit in Volumenprozenten in 24 Stunden

2.3. Diskussion

2.3.1. Makroskopie

1. Prothesenkunststoffe

Nach der FDI-Spezifikation Nr. 3 (12) und den allgemein gehaltenen Forderungen von BREUSTEDT (2), EICHNER (9), MEYER (24), UHLIG (40) und anderen, soll der fertig polymerisierte Prothesenkunststoff eine glatte, fehlerfreie Oberfläche aufweisen und keine Bläschen und Poren enthalten. Die Oberflächenbeschaffenheit der hier untersuchten Materialien entspricht den geforderten Bedingungen.
Die Auffassung von JAHNKE (18), daß man bei Einhaltung der allgemeinen Verarbeitungsvorschriften und der Angaben der Hersteller ein weitgehend blasen- und porenfreies Polymerisat enthält, kann voll bestätigt werden.

Das Heißpolymerisat Ivoclar SR 3/60 Plus und das Kaltpolymerisat Paladur zeigen jedoch Inhomogenitäten, wobei bei Ivoclar SR 3/60 Plus das Auftreten von Poren nicht erklärbar ist. Bei Paladur liegt es aber nahe, daß die Poren durch das Einrühren von Luft beim Mischen von Pulver und Flüssigkeit entstanden sind. Daß bei Paladur, welches ohne Druck hergestellt ist, mehr Poren und Blasen vorhanden sind, bestätigt die Wichtigkeit des Drucks, wie es auch von JAHNKE (18), MARX (22) und ROEGELE (28) beschrieben ist.

2. K+B Materialien und Füllungskunststoffe

Für diese Materialien gibt es noch keine Spezifikation, doch die Bewertungskriterien für Prothesenkunststoffe können ohne weiteres auf diese Gruppe übertragen werden.

Mit Ausnahme von Addent XV haben alle Materialien eine glatte Oberfläche. Es kann angenommen werden, daß im Munde des Patienten beim Füllen einer approximalen Kavität ebenfalls solche Rauhigkeiten auftreten, die klinisch jedoch nicht wünschenswert sind. Unter diesem Gesichtspunkt sind andere Füllungskunststoffe, die eine glatte Oberfläche am Matritzenband bilden, vorzuziehen.

Eine Porenfreiheit ist nicht immer gegeben. Dieses ist auf das Anrühren mit der Hand zurückzuführen, wobei nicht auszuschließen ist, daß nach der Ansicht von WEISKOPF (41), MARX (22), UHLIG (40) und ZUKUNFT (42) auch eine Monomerverdampfung eintritt.

2.3.2. Mikroskopie

1. Pulver bzw. Grundmaterialien

In Bezug auf die Größe der Perlen, auf Abweichungen davon, wie ovale Formen und Zwillingsbildungen, auf Mischung von Polymerisatpulver verschiedenen Durchmessers und die geringere Korngröße der Autopolymerisate kann Übereinstimmung mit dem Schrifttum (2,4,13,34) festgestellt werden.

2. Heißpolymerisat im Auflicht

Bei der hochglanzpolierten Oberfläche ist keine Struktur zu sehen. Durch Ätzung (13) wird sie hervorgebracht. Die Kugeln der Perlpolymerisate sind eng aneinandergelagert (Füllstoff-Prinzip) (37), und zwischen die Kugeln hat sich das aus dem Monomer entstandene Sekundärpolymerisat gelagert. Die Oberflächen der Kugeln sind hier, wie es auch HAEFELI (13) beschreibt, gut erhalten. Die Matrix oder auch "interpartikuläre Zone" (25) genannt, erscheint bei der Be-

trachtung der Aufnahmen hell und sehr fein granuliert. Es stimmt nicht, daß keine "sichtbaren Unterschiede zwischen Primär- und Sekundärpolymerisat" mehr bestehen (25). Der Begriff "optimale Verzahnung" sollte nicht für die Interpretation eines strukturlosen Bildes benutzt werden.

Es sind bewußt Stellen herausgesucht worden, die die Kunststoffstruktur zeigen, und deshalb sind weniger Inhomogenitäten zu sehen. Allgemein kann man feststellen, daß Auflichtuntersuchungen besser die Struktur zeigen, während im Durchlicht besser Homogenitätsstörungen beobachtet werden können.

Die von HELMCKE (14) elektronenmikroskopisch festgestellte periphere Anlösung der eng beieinanderliegenden Kugeln kann hier im Lichtmikroskop nicht bestätigt werden.

3. Kaltpolymerisat im Auflicht

Im Gegensatz zum Heißpolymerisat sieht man hier eine kleinere Strukturierung (4).

Im Vergleich Paladur mit Druck zu Paladur ohne Druck kann aus den mikroskopischen Untersuchungen abgeleitet werden, daß bei Paladur mit Druck die einzelnen Primärpolymerisatkugeln enger aneinandergelagert sind. Dies ist wahrscheinlich auf das unterschiedliche Anrührverhältnis und auf das Nichtabpressen von Monomer zurückzuführen.

4. Polymerisierte Kunststoffe im Durchlicht

Als Erklärung für die Lufteinschlüsse, die bei allen im Durchlicht untersuchten Proben zu finden sind, kann man annehmen, daß die

Luft durch das Anrühren hineingekommen ist. Als weitere Möglichkeit wird auch freigesetzter Monomerdampf angeführt (41,16). HOLZHAUSEN (16) schreibt: "Die Meinungen über die Entstehung von Poren und Blasen im Kunststoff gehen zum Teil sehr weit auseinander. Das ist auch nicht verwunderlich, denn der Kunststoff ist bei seiner Verarbeitung nicht nur empfindlich, sondern sogar ausgesprochen heimtückisch. Mißerfolge scheinen oft unergründlich zu sein. Die Beschaffenheit des Endproduktes ist von vielen, oft nicht greifbaren Faktoren abhängig, die während der Verarbeitung wirksam werden."

Die beim K+B Material SR Pyroplast festgestellten und hier gezeigten großen Lufteinschlüsse lassen sich ebenfalls weitgehend vermeiden, wenn nur geringste Mengen verarbeitet und sofort im Heißluftstrom des Pyroconvektors vorpolymerisiert werden. Druck (18,22,28) spielt hier nicht die wichtige Rolle für ein homogenes Endprodukt.

Bei Adaptic erkennt man deutlich, daß es sich nicht um einen Kunststoff auf Grundlage der Polymethylmethacrylate handelt, da hier die charakteristischen Bestandteile (Perlen, Matrix) nicht zu erkennen sind. Dieses Composite Material basiert auf einer anderen chemischen Grundlage, unterscheidet sich weiterhin durch die Herstellungsart und wird in Pastenform geliefert.

Die untersuchten ungefüllten Kunststoffe und Composite Materialien unterscheiden sich durch ihre verschiedenartigen Anteile, durch die unterschiedlichen Größen der polymeren Bestandteile und durch andersartige Zusätze (Fasern, verschiedene anorganische Bestandteile), und werden sich deshalb in ihren Eigenschaften nicht gleichmäßig ver-

halten, so daß eine nur optische Betrachtung zwar sehr aufschlußreich für die Struktur ist, aber man keine sicheren Aussagen über ihr chemisches und physikalisches Verhalten machen, sondern nur Hinweise oder Erklärungen geben kann.

2.3.3. Dichte

Der Dichtewert eines polymeren Methylmethacrylates liegt bei 1,18 g/cm^3. Die hier ermittelten Dichtewerte heiß- und kaltpolymerisierter Prothesenkunststoffe liegen in diesem Bereich und stimmen damit überein. Eine Zinnfolienisolation hat keinen entscheidenden Einfluß auf die Dichte (Tab. 5). Die Hoffnung, durch Zinnfolie ein besseres - hier also ein dichteres - Material zu erhalten, kann hier nicht bestätigt werden.

Setzt man die Dichte der nicht mit Zinnfolie isolierten Probe gleich 100 %, so kommt es bei der unter gleichen Bedingungen hergestellten Probe mit Zinnfolienisolation zu maximalen Abweichungen von + 0,15 % bei Stellon LP und - 0,18 % bei Ivoclar SR 3/60 Plus. Diesen Unterschieden ist keine entscheidende Bedeutung beizumessen, weil sie im Bereich der Meßungenauigkeit liegen.

Bei den aus Masse und Volumen errechneten Dichtewerten weichen die Composite-Materialien erwartungsgemäß stark von den ungefüllten, d.h. keine anorganische Zusätze besitzenden, K+B Materialien und den herkömmlichen Kunststoffen ab.

2.3.4. Wasseraufnahme und Löslichkeit

Die hier gefundenen Werte der Wasseraufnahme und Löslichkeit, angegeben in Gewichtsprozenten, stimmen mit denen von LEE et al. (19) überein. Sie geben eine Wasseraufnahme in Gew% für herkömmliche Kunststoffe von 1,8 - 3,3 % an und für Composites von 0,7 - 1,5 %. Die Löslichkeit geben sie für konventionell selbsthärtende Kunststoffe mit 0,7 % und für Composites mit 0,1 - 0,5 Gew% nach 60 Tagen Trocknung an.

Auch die von SCHROEDER (32) gefundenen Werte entsprechen den hier ermittelten.

DURNER (7) gibt in einer Tabelle höhere Werte für die Wasseraufnahme an (TD 71: 3,82 Gew%; Concise: 0,45 Gew%; herkömmliche Kunststoffe: 1,8 - 4,0 Gew%). Es ist dabei aber unklar, ob seine Angaben aus eigenen Versuchen oder von anderen Autoren stammen. In der Löslichkeit entsprechen sie den hier gefundenen Werten, nur TD 71 liegt bei ihm mit 1,95 Gew% recht hoch.

DÜGGELIN (6), der die gleichen Versuchskörper wie bei den eigenen Untersuchungen hergestellt hat, ermittelt für Sevriton eine Wasseraufnahme von 0,2 mg/cm^2 und eine Löslichkeit von 0,24 mg/cm^2. Während die Löslichkeit mit dem hier ermittelten Wert übereinstimmt, treten bei der Wasseraufnahme mit 1,14 mg/cm^2 wesentlich höhere Werte auf.

Die Angaben in mg/cm^2 Oberfläche und in Volumenprozent spiegeln die tatsächlichen Gegebenheiten viel wahrheitsgetreuer wider als Angaben in Gewichtsprozent. Den Zahnarzt interessiert, wie groß die Wasseraufnahme und Löslichkeit pro Volumeneinheit ist. Das Gewicht und die Oberfläche spielen keine so vorrangige Rolle. In Abbildung 37

sind die Gewichtsprozente gleich 100 % gesetzt und die dazugehörige Verhältnisgröße der Volumenprozente in Abhängigkeit von der Dichte zu sehen. Man erkennt, daß mit steigender Dichte der prozentuale Anteil der Volumenprozente zu den dazugehörigen Gewichtsprozenten abnimmt, d.h. daß die tatsächliche Wasseraufnahme und Löslichkeit größer ist als die Gewichtsprozente ausdrücken.

In Abbildung 38 sind ebenfalls die errechneten Verhältnisgrößen der Volumenprozente zu den Gewichtsprozenten in Abhängigkeit von der Dichte eingetragen und dazu die rechnerisch bestimmte Kurve. Die Werte für diese Kurve erhält man, wenn man von der Tatsache ausgeht, daß bei doppelter Dichte die Aufnahme der gleichen Wassermenge gewichtsmäßig nur noch die Hälfte (bezogen auf die einfache Dichte) ausmacht, das heißt bei Dichte 1 100 %ige Wasseraufnahme, bei Dichte 2 50 %ige, bei Dichte 3 33,3 %ige usw.

In Abbildung 38 ist ersichtlich, daß die tatsächlichen Werte den rechnerisch ermittelten sehr nahe liegen.

Die Wasseraufnahme ist bei den Composites, deren organische Grundsubstanz aus Methylmethacrylaten besteht im Gegensatz zu den Composites, die auf der BOWEN Formel basieren, höher. Dies gilt nicht nur für die Angabe in Gew%, bei der die Composites nach der BOWEN Formel wegen ihrer höheren Dichte scheinbar besser abschneiden, sondern auch, wenn die Wasseraufnahme sinnvollerweise auf das Volumen bezogen wird.

Erstaunlich ist auch die Feststellung, daß Kapsel Palakav und handangerührtes Palakav unterschiedliche Werte in Bezug auf Wasseraufnahme und Löslichkeit haben. Es ist daran zu denken, daß beim Schütteln

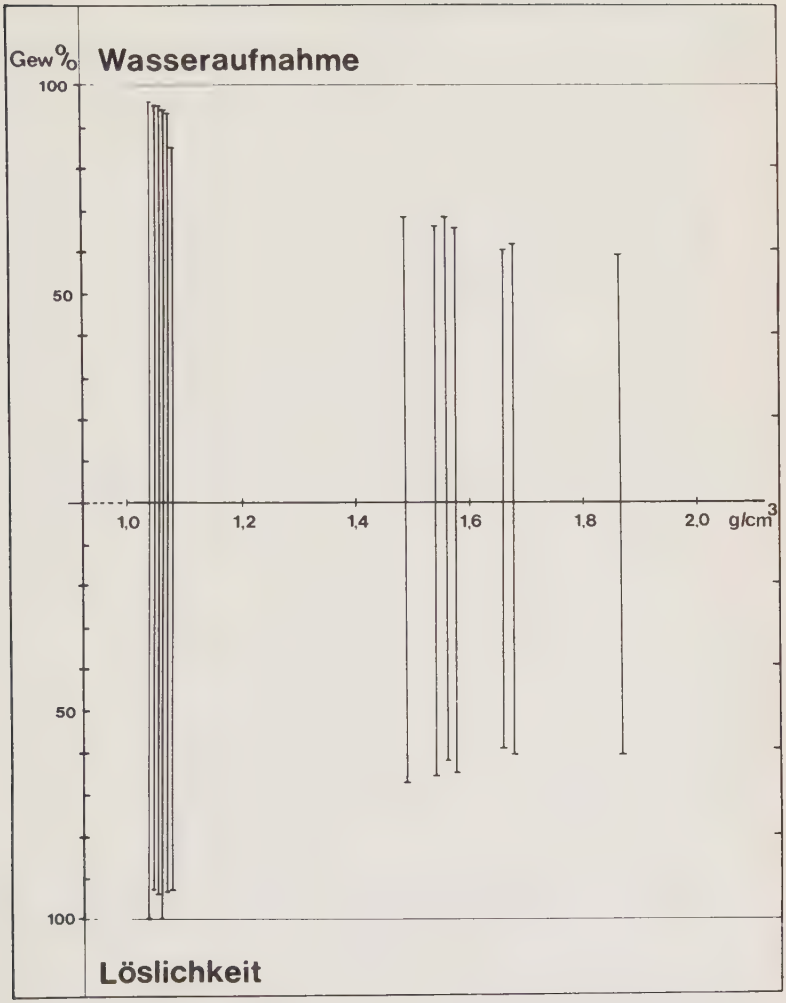


Abb. 37 Verhältnis der Volumenprozente zu den Gewichtsprozenten (Gewichtsprozente = 100 %) für die Wasseraufnahme und Löslichkeit

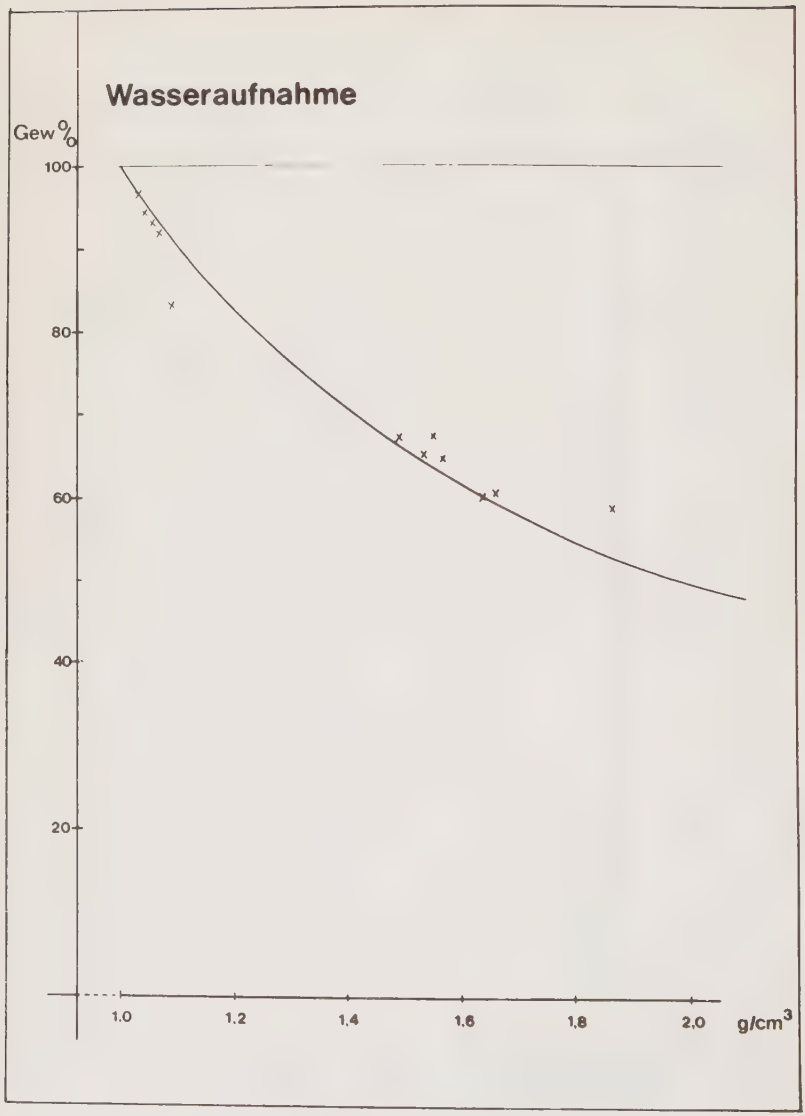


Abb. 38 Die in Tab. 7 errechneten Verhältnisgrößen der Volumen prozente zu den Gewichtsprozenten in Abhängigkeit von der Dichte zu den rechnerisch ermittelten Werten (Kurve)

der Kapseln im Silamat in das Palakav kleinste Luftbläschen gelangen können. Da makroskopisch und mikroskopisch keine Luftbläschen zu erkennen sind, könnten sie nur im submikroskopischen Bereich liegen. Die Dichtemessungen deuten in die entsprechende Richtung: Die Dichte des in Kapseln gemischten Materials ist statistisch signifikant geringer. Da die drei Komponenten gleich sein sollen, ist die geringere Dichte nur durch eine lockere Packung, verursacht durch nicht sichtbare Lufteinschlüsse, erklärbar. Das zeigt, daß das Mischen in der Kapsel nicht immer zu einer Qualitätssteigerung führt (BAUME 1a).

Aber allein an den Kriterien Wasseraufnahme und Löslichkeit können unterschiedliche Materialien nicht verglichen werden. Andere Eigenschaften, wie Polymerisationsschrumpfung, der thermische Ausdehnungskoeffizient und die Haftung an den harten Zahnsubstanzen kommen dazu und spielen bei der Spaltbildung zwischen Material und Kavität eine große Rolle.

2.4. Klinische Hinweise

Daß der Untersuchung der Struktur, der Dichte, der Wasseraufnahme und Löslichkeit eine klinische Bedeutung zukommt, dürfte unbestreitbar sein.

Ein Material, welches stark mit Inhomogenitäten durchsetzt ist und dessen Dichte demzufolge verringert ist, sollte im Munde keine Anwendung finden. Mißerfolge durch die daraus resultierenden mechanischen Werte und eine erhöhte Verfärbbarkeit sind naheliegend. Auch der Erfolg der Mundhygiene wird durch Materialien mit Porositäten unvorteilhaft beeinträchtigt.

Wasseraufnahme und Löslichkeit sind ebenfalls wichtige Kriterien. Eine erhöhte Wasseraufnahme kann zur Quellung führen und damit zum gestörten Randschluß der Füllungskunststoffe und Composites. Bakterien dringen mit dem Wasser ein und führen zum Abbau (11). Durch eine erhöhte Löslichkeit kommt es zum Zerfall des Materials und einer baldigen Erneuerung wird Vorschub geleistet, was aber nicht nur sehr unökonomisch ist (z. B. Neuanfertigung von Kronen und Brücken; immer größere Kavitäten; Zeitfaktor), sondern auch für Patient und Arzt gleichermaßen unangenehm.

Die durchgeführten Untersuchungen sind jedoch nicht allein ausschlaggebend für Volumenstabilität und Haltbarkeit. Polymerisationsschrumpfung, thermischer Ausdehnungskoeffizient, das Haftungsvermögen (Kohäsion und Adhäsion) und die mechanisch-physikalischen Werte beeinflussen ebenfalls Volumen- und Dimensionsstabilität und Haltbarkeit.

3. ZUSAMMENFASSUNG

Insgesamt werden 22 Materialien untersucht, davon 9 Prothesenkunststoffe, 4 K+B Materialien, 2 herkömmliche Füllungskunststoffe und 7 Composite Materialien.

A. Struktur

Die Polymerpulver aller Polymethylmethacrylate haben unterschiedliche Größen der Perlen. Die Autopolymerisate haben eine geringere Korngröße. In den von verschiedenen Regionen der nach der FDI-Spezifikation Nr. 3 (12) hergestellten Prothesenkunststoffe angefertigten Auflichtaufnahmen sind keine wesentlichen Unterschiede feststellbar. Auch bei Zinnfolienisolation ist kein Einfluß auf die Struktur zu erkennen. Ohne Druck hergestellter Kunststoff zeigt gegenüber mit Druck hergestelltem Kunststoff bzw. den Heißpolymerisaten eine größere Anzahl von Luftblasen.

B. Dichte

An 9 heiß- und kaltpolymerisierbaren Prothesenkunststoffen werden aus 19 Proben 76 Einzelprüfungen durchgeführt. Die Prüfkörper werden ebenfalls nach der FDI-Spezifikation Nr. 3 (12) hergestellt. Die durchschnittliche Dichte beträgt 1,18 g/cm^3. Höhere Dichtewerte werden bei Materialien mit Zusätzen (z.B. Glasfasern) gefunden (Wil -3L, Luxene). Ein Einfluß der Zinnfolienisolation auf die Dichte ist nicht feststellbar.

Bei den aus Masse und Volumen errechneten Dichtewerten der K+B Materialien und Füllungskunststoffe zeigen erwartungsgemäß die gefüllten Kunststoffe, d.h. die mit anorganischen Zusätzen versehenen, wesentlich höhere Werte, bis 1,87 g/cm^3.

Bei den Materialien Kapsel Palakav und handangerührtem Palakav sind unterschiedliche Dichtewerte erkennbar.

C. Wasseraufnahme und Löslichkeit

An 4 K+B Materialien, 2 herkömmlichen Füllungskunststoffen und 7 Composite Materialien werden insgesamt 62 Einzelprüfungen durchgeführt. Die Ergebnisse werden zunächst in mg/cm^2 und in Gewichtsprozent errechnet. Die Gewichtsprozente werden den wirklichen Gegebenheiten nicht gerecht. Klinisch von Bedeutung ist die Angabe von Volumenprozent. Bei der Auswertung dieser Ergebnisse wird deutlich, daß diese Werte bei Materialien größerer Dichte erheblich von den Gewichtsprozenten abweichen.

Bei der Gegenüberstellung der Werte von Kapsel Palakav und handgemischtem Palakav kommt es zu Abweichungen. In Kapsel gemischtes Palakav zeigt eine höhere Wasseraufnahme und Löslichkeit mit geringerer Streuung.

Die Composite-Materialien, die auf der Grundlage der BOWEN-Formel aufgebaut sind, zeigen bessere Werte und geben einen Hinweis, daß die Kunststoff-Füllungsmaterialien mit Füllstoffen eine tatsächliche Verbesserung darstellen.

4. SCHRIFTTUM

1 a) Baume, L.J. : Diskussionsbemerkung in Driessens, F.C.M.:
Dental Tissues and Materials
University of Nijmegen 1971, Seite 171

1. Bremser, F. : Vergleichende Untersuchungen über den Einfluß der hydro-pneumatischen Heißpolymerisation nach den Hedent-Verfahren auf Dichte, Abrieb und Härte zahnärztlicher Kunststoffe
Med. Diss. Mainz 1971

2. Breustedt, A., F. Gerstenberger und A. Tappe: Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen an verschiedenen Dentalpasten
Dtsch. Stomat. 19, 581 - 588 (1969)

3. Breustedt, A. und A. Tappe: Fortschritte und Entwicklungstendenzen in der Stomatologie als Folge verbesserter Materialien
Dtsch. Stomat. 20, 295 - 304 (1970)

4. Castagnola, L. : Experimentelle Untersuchungen über im Munde selbstpolymerisierende Kunstharzfüllungen
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 60, 880 - 922 (1950)

5. Castagnola, L. und R. Garberoglio : Heutiger Stand und Zukunftsaussichten der plastischen Füllungsmaterialien (II)
Quintessenz 23, Ref. 4587, 27 - 34 (1972)

6. Düggelin, J. : Physikalische Eigenschaften von neuen Dental-Polymerisaten
Med. Diss. Zürich 1967

7. Durner, H. : Sind die Composite-Füllungen praxisreif?
Zahnärztl. Welt 81, 764 - 768 (1972)

8. Eichner, K. : Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung
Berlinische Verlagsanstalt (GmbH) 1960
2. Aufl.

9. Eichner, K. : Kunststoffe auf dem Gebiet der Prothetik - eine Standortbestimmung
Dtsch. Zahnärztebl. 24, 153 - 161 (1970)

10. Eichner, K. und J. Viohl : Klinische und werkstoffkundliche Untersuchungen von Füllungsmaterialien (Einführung)
Dtsch. zahnärztl. Z. 26, 610 - 619 (1971)

11. Engelhardt, J.P. und L. Grün : Das Verhalten von Mikroorganismen gegenüber Methylmethacrylaten, Vernetzer und Weichmacher
Dtsch. zahnärztl. Z. 27, 446 - 473 (1972)

12. FDI-Spezifikation Nr. 3 : Spezifikation für Prothesenkunststoffe
Zahnärztl. Mitt. 57, 111 - 115 (1967)

13. Haefeli, M. : Aufbau und Eigenschaften von Dentalkunststoffen
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 57, 779 - 794 (1947)

14. Helmcke, J.-G. : Licht- und elektronenmikroskopische Untersuchungen über die Struktur von schnellhärtenden Kunststoffen für zahnärztliche Zwecke
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 1269 - 1277 (1955)

15. Henkel, G. : Über die "Korrosion" der Kunststoffe
Dtsch. Stomat. 10, 828 - 848 (1960)

16. Holzhausen, B. : Homogenitätsstörungen des Paladons und Wege zu ihrer Vermeidung
Med. Diss. FU Berlin 1955

17. Jahnke, G. : Die Abhängigkeit der Prothesseneigenschaften von der Laborverarbeitung
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 1437 - 1443 (1955)

18. Jahnke, G. : Über Abbauvorgänge an zahnärztlichen Kunststoffen
Dtsch. zahnärztl. Z. 22, 684 - 695 (1967)

19. Lee, H.L., L.M. Swartz und F.F. Smith : Physical properties of four thermosetting dental restorative resins
J. dent. Res. 48, 526 - 535 (1969)

20. Lenz, H. und J. Viohl : Werkstoffkundliche Untersuchungen mit einem neuen Kunststoff-Füllungsmaterial
Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 218 - 224 (1968)

21. Lenz, P., I.E. Richter und H. Huber : Oberflächenuntersuchungen von zahnärztlichen Kunststoffen mittels des Raster-Sekundärelektronenmikroskops Stereoscan
Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 717 - 728 (1968)

22. Marx, H. : Vergleichende Untersuchungen verschiedener Polymerisationsverfahren unter besonderer Berücksichtigung der hydropneumatischen Heißpolymerisation
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 929 - 935 (1970)

23. Mc Lean, J.W. und J.G. Short : Composite anterior filling materials
Brit. dent. J. 127, 9 - 18 (1969)

24. Meyer, H. : Über Verfärbungen an der Oberfläche von Prothesenkunststoffen infolge fehlerhafter Bearbeitung - mit besonderer Berücksichtigung der sogenannten Spannungsrisse
Dtsch. zahnärztl. Z. 15, 572 - 578 (1960)

25. Montigel, D. : Lichtmikroskopische Strukturanalysen chemoplastisch verarbeiteter Dentalkunststoffe
Med. Diss. Mainz 1955

26. Pohling, W. : Experimentelle Untersuchungen von Kunststoffzähnen und Kunststoffen für Kronen- und Brückenverkleidung
Med. Diss. FU Berlin 1965

27. Reimer, L. : Elektronenmikroskopische Untersuchungs- und Präparationsmethoden
Springer Berlin-Heidelberg-New York 1967

28. Roegele, H. : Homogenität zahnärztlicher Kunststoffe im mikroskopischen Bild
Med. Diss. Marburg/Lahn 1957

29. Sachs, L. : Statistische Auswertungsmethoden
Springer Berlin-Heidelberg-New York 1968

30. Santorik, S. : Neue Untersuchungen über sogenannte selbstpolymerisierende Kunstharze
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 60, 1198 - 1229 (1950)

31. Scholz, H.W. : Der Bruch des Basismaterials Paladon bei Zahnprothesen
Med. Diss. FU Berlin 1952

32. Schroeder, A. : Stand der Erfahrungen auf dem Gebiet der neuen Kunststoff-Kompositionsmaterialien auf Basis der Bowen-Formel
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 81, 999 - 1010 (1971)

33. Schroeder, A. und L. Castagnola : Die Autopolymerisate
Urban & Schwarzenberg Wien 1951

34. Schwickerath, M. : Beanspruchung und Festigkeit der Prothesenbasiswerkstoffe
Zahntechnik 8, 119 - 137 (1967)

35. Schwindling, R. : Erfahrungen mit Prothesenwerkstoffen
Dtsch. Zahnärztebl. 20, 511 - 516 (1966)

36. Siegmund, W. : Untersuchungen über die Ursachen von Sprüngen und Brüchen zahnärztlicher Kunststoffprothesen
Med. Diss. FU Berlin 1967

37. Skinner, E.W. : Selbstpolymerisierende Kunststoffe
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 64, 1102 - 1133 und 1245 - 1276 (1954)

38. Strack, R. : Für und wider den Kunststoff
Dtsch. zahnärztl. Z. 2; 97,133,233,370 (1947)

39. Tappe, A. und D. Knuth : Über das Quellverhalten einiger Prothesenkunststoffe
Dtsch. Stomat. 19, 723 - 729 (1969)

40. Uhlig, H. : Über die Blasenbildung bei der Paladonpolymerisation
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 6, 1387 - 1398 (1951)

41. Weiskopf, J. : Werkstoffragen beim Kronen- und Brückenersatz
Dtsch. Stomat. 10, 436 - 447 (1960)

42. Zukunft, D. : Eintrübung und Weißverfärbung von Dentalplasten
Zahntechnik 11, 169 - 171 (1970)

5. TABELLENANHANG

Material	Trockengewicht g	Auftrieb g	Dichte g/cm³
Ivoclar S/60 Plus	4,6638	3,6160	1,1868
	2,3325	1,9652	1,1869
	4,3146	3,6444	1,1839
	6,6091	5,5916	1,1820
Optodont	3,4186	2,8706	1,1904
	2,3335	1,9770	1,1913
	5,4021	4,5551	1,1856
	6,1283	5,1654	1,1868
Paladon 65	5,2459	4,4546	1,1771
	4,3803	4,1852	1,1798
	4,3295	4,0907	1,1797
	5,3615	4,5345	1,1823
Stellon LP	5,2963	4,5227	1,1710
	4,0800	4,1356	1,1716
	4,4465	3,7897	1,1733
	5,6350	4,8045	1,1730
MiL-SL	4,9105	4,1046	1,1960
	5,0800	4,2576	1,1950
	5,7003	4,7652	1,1962
	5,7697	4,8221	1,1947
Luxene	7,4092	5,6654	1,2682
	6,3143	5,0014	1,2625
	6,1134	4,8448	1,2618
	7,4240	5,6824	1,2620
Ivoclar S/60 Quick	5,6616	4,7046	1,2034
	5,5456	4,6024	1,2049
	5,7704	4,7966	1,2024
	6,2857	5,2218	1,2057
Paladur mit Druck	8,7612	7,3517	1,1917
	6,1571	5,1898	1,1868
	7,5160	6,3048	1,1922
	5,7521	4,8417	1,1880
Paladur ohne Druck	2,7265	2,3013	1,1847
	2,0833	1,7569	1,1856
	2,8142	2,4008	1,1878
	5,6062	4,7301	1,1852
Palapress mit Einbettung	5,4299	4,5641	1,1866
	5,1325	4,3278	1,1859
	5,2641	4,4642	1,1871
	5,9831	5,0410	1,1870
Palapress im Drucktopf	5,5614	4,6921	1,1852
	5,6533	4,7730	1,1844
	5,0621	4,2719	1,1849
	5,0272	4,2402	1,1856

Tabelle 10 Dichte von Heiß- und Kaltpolymerisaten

Material und Isolation	Anfangsgewicht g	Auftrieb g	Dichte g/cm³
Ivoclar 3/60 Plus Ivoclar Isolation	5,3700	4,5397	1,1628
	4,1292	3,9928	1,1644
	5,1805	4,6059	1,1823
	5,1513	4,3536	1,1832
Ivoclar 3/60 Plus mit Zinnfolie	5,0877	4,3020	1,1826
	5,4390	4,6062	1,1807
	5,1100	4,3335	1,1791
	5,0202	4,2437	1,1829
Optodont und De Trey Isolation	4,5892	3,8434	1,1886
	6,2087	5,2586	1,1863
	5,1060	4,2683	1,1906
	4,1029	3,4319	1,1808
Optodont mit Zinnfolie	5,6946	4,7050	1,1900
	4,6224	4,0587	1,1908
	5,2994	4,4541	1,1889
	4,6927	3,9554	1,1864
Paladon 65 und De Trey Isolation	5,0200	4,2654	1,1760
	5,5646	4,7366	1,1748
	4,6265	3,9336	1,1764
	5,2064	4,4259	1,1763
Paladon 65 mit Zinnfolie	4,6875	4,1114	1,1766
	5,0295	4,2710	1,1759
	4,5661	3,8793	1,1770
	5,4716	4,6426	1,1785
Stellon LP und De Trey Isolation	5,1223	4,6802	1,1727
	5,2900	4,5166	1,1712
	4,1657	3,5624	1,1699
	5,2007	4,5278	1,1714
Stellon LP mit Zinnfolie	4,2045	3,6759	1,1710
	4,9098	4,2262	1,1742
	5,4598	4,6858	1,1726
	5,9067	5,0691	1,1739

Tabelle 11 Dichtewerte verschiedener Kalt-und Heißpolymerisate, die unter den gleichen Bedingungen hergestellt sind und sich nur durch die Art der Isolation unterscheiden.

Material	Probe	Gewicht nach Trocknung	Gewicht nach 24-stündiger Wasserlagerung	Wasseraufnahme mg/cm²	Gew%	Gewicht nach wiederholter Trocknung	Löslichkeit mg/cm²	Gew%
Adaptic	1	2,1004	2,1077	0,18	0,35	2,0952	0,13	0,25
	2	2,3611	2,3783	0,43	0,73	2,3542	0,17	0,29
	3	2,4034	2,4173	0,21	0,58	2,4000	0,08	0,14
	4	2,3493	2,3621	0,32	0,54	2,3458	0,09	0,15
	5	2,4925	2,5042	0,29	0,47	2,4895	0,07	0,12
	6	2,6167	2,6260	0,23	0,36	2,6121	0,09	0,14
Addent XV	1	1,7408	1,7441	0,08	0,19	1,7388	0,19	0,43
	2	1,7326	1,7377	0,13	0,29	1,7265	0,15	0,35
	3	1,8253	1,8256	0,01	0,02	1,8170	0,21	0,45
Concise	1	2,6005	2,6041	0,08	0,14	2,5955	0,12	0,19
	2	1,7691	1,7747	0,14	0,32	1,7636	0,14	0,31
	3	1,5806	1,5839	0,08	0,21	1,5741	0,16	0,41
DFR	1	1,8288	1,8436	0,36	0,81	1,8253	0,08	0,19
	2	2,4515	2,4701	0,46	0,76	2,4481	0,08	0,14
	3	2,3458	2,3674	0,53	0,92	2,3427	0,07	0,13
	4	2,4602	2,4764	0,40	0,66	2,4558	0,10	0,18

Tabelle 12 Wasseraufnahme und Löslichkeit von Composite-Materialien in mg/cm^2 und in Gewichtsprozent.

Material	Probe	Gewicht nach Trocknung	Gewicht nach 24-stündiger Wasserlagerung	Wasseraufnahme mg/cm²	Wasseraufnahme Gew%	Gewicht nach wiederholter Trocknung	Löslichkeit mg/cm²	Löslichkeit Gew%
Biodent	1	1,3793	1,4048	0,63	1,85	1,3805	0,00	0,00
	2	1,6365	1,6654	0,72	1,77	1,6364	0,00	0,00
	3	1,5597	1,5876	0,69	1,79	1,5594	0,01	0,02
	4	1,1892	1,2117	0,56	1,89	1,1905	0,00	0,00
Palaferm	1	1,0091	1,0265	0,43	1,72	1,0059	0,08	0,32
	2	1,1526	1,1742	0,53	1,86	1,1496	0,08	0,28
	3	1,0060	1,0240	0,44	1,79	1,0034	0,06	0,26
SR Pyroplast	1	1,0056	1,0228	0,43	1,71	1,0055	0,00	0,00
	2	1,0816	1,0988	0,43	1,59	1,0816	0,00	0,00
	3	1,0402	1,0573	0,43	1,64	1,0403	0,00	0,00
	4	1,0489	1,0663	0,48	1,85	1,0491	0,00	0,00
	5	1,0765	1,0924	0,40	1,48	1,0766	0,00	0,00
Vita	1	0,9772	0,9939	0,41	1,71	0,9752	0,04	0,20
	2	0,9191	0,9317	0,31	1,37	0,9137	0,13	0,59
	3	0,9768	0,9901	0,33	1,36	0,9722	0,11	0,47
Palavit 55	1	1,0652	1,0878	0,56	2,12	1,0631	0,05	0,20
	2	1,0052	1,0269	0,54	2,15	1,0021	0,08	0,31
	3	1,0868	1,1100	0,57	2,13	1,0844	0,06	0,22
Sevriton	1	1,4676	1,5131	1,14	3,10	1,4600	0,19	0,52
	2	1,4569	1,5110	1,35	3,71	1,4498	0,18	0,49
	3	1,4307	1,4777	1,17	3,29	1,4231	0,19	0,53
	4	1,2419	1,2772	0,88	2,84	1,2529	0,22	0,72

Tab.13 Wasseraufnahme und Löslichkeit von K+B Materialien und von herkömmlichen Füllungskunststoffen in mg/cm² und Gewichtsprozent.

Material	Probe	Gewicht nach Trocknung	Gewicht nach 24-stündiger Wasserlagerung	Wasseraufnahme mg/cm²	Wasseraufnahme Gew%	Gewicht nach wiederholter Trocknung	Löslichkeit mg/cm²	Löslichkeit Gew%
Palakav -Kapsel	1	1,4247	1,4542	0,74	2,07	1,4190	0,14	0,40
	2	1,3194	1,3455	0,65	1,98	1,3134	0,15	0,45
	3	1,5025	1,5344	0,80	2,12	1,4952	0,18	0,49
	4	1,3069	1,3330	0,65	2,00	1,3006	0,16	0,48
	5	1,4740	1,5106	0,91	2,48	1,4684	0,14	0,38
	6	1,4886	1,5222	0,83	2,26	1,4830	0,14	0,38
	7	1,5161	1,5517	0,88	2,35	1,5107	0,13	0,36
	8	1,4793	1,5167	0,93	2,53	1,4751	0,10	0,28
	9	1,4444	1,4747	0,76	2,10	1,4394	0,12	0,35
	10	1,3555	1,3816	0,65	1,93	1,3471	0,21	0,62
Palakav- -handgemischt	11	1,5734	1,6003	0,67	1,71	1,5685	0,12	0,31
	12	1,5289	1,5548	0,64	1,69	1,5252	0,09	0,24
	13	1,6121	1,6407	0,71	1,77	1,6089	0,08	0,20
	14	1,5485	1,5770	0,71	1,84	1,5461	0,06	0,16
	15	1,6517	1,6800	0,70	1,71	1,6488	0,07	0,18
	16	1,4873	1,5123	0,62	1,68	1,4837	0,09	0,24
	17	1,5245	1,5527	0,70	1,85	1,5219	0,06	0,17
	18	1,6785	1,7096	0,77	1,85	1,6761	0,06	0,14
	19	1,6999	1,7306	0,76	1,81	1,6973	0,06	0,15
	20	1,5046	1,5317	0,68	1,80	1,4990	0,14	0,37
TD 71	1	1,8567	1,8947	0,95	2,05	1,8412	0,39	0,83
	2	2,0240	2,0516	0,69	1,36	2,0067	0,43	0,85
	3	1,8393	1,8815	1,05	2,29	1,8219	0,43	0,95
	4	1,9274	1,9730	1,14	2,37	1,9074	0,50	1,04

Tabelle 14 Wasseraufnahme und Löslichkeit von Composite-Materialien in mg/cm² und in Gewichtsprozent.

An dieser Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. Karl Eichner für die freundliche Überlassung dieses Themas danken.

Mein Dank gilt weiterhin Herrn Prof. Dr. Joachim Viohl für die großzügige Unterstützung und die vielen Hinweise.

LEBENSLAUF

Am 19.4.1944 wurde ich, Peter Gerhardt, als Sohn des Betriebsleiters Alfred Gerhardt und dessen Ehefrau Elsbeth Gerhardt, geb. Römer, in Chemnitz geboren.

1950 wurde ich eingeschult und legte 1962 nach dem Besuch der Grund- und der Erweiterten Oberschule in Karl-Marx-Stadt die Reifeprüfung ab.

Von 1962 an arbeitete ich in verschiedenen Krankenhäusern als Krankenpflegeschüler und beendete 1964 die Lehre als staatlich geprüfter Krankenpfleger.

Ab Herbst 1964 studierte ich an der Universität Rostock Zahnmedizin und bestand 1969 das Staatsexamen der Fachrichtung Stomatologie.

Anschließend begann ich eine Fachzahnarztausbildung im Kieferorthopädischen Zentrum Karl-Marx-Stadt. Zusätzlich war ich noch als Betriebszahnarzt tätig.

Im September 1971 siedelte ich nach Berlin um und arbeite seitdem in einer freien Praxis als Assistent.

Seit August 1972 bin ich halbtags am Institut für Klinisch-theoretische Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Freien Universität Berlin als wissenschaftlicher Assistent tätig.

Mit meiner Dissertation begann ich im November 1971.